Aus der Chirurgischen Abteilung des Städtischen
Auguste-Viktoria-Krankenhauses Berlin-Friedenau
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. Richard Maatz

Über die Möglichkeit der Bestimmung der mechanischen Wertigkeit des Skeletts beim Lebenden durch Entnahme von Knochenproben

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an der
Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Hans-Jürgen Schneider
aus Berlin

1965

Aus der Chirurgischen Abteilung des Städtischen
Auguste-Viktoria-Krankenhauses Berlin-Friedenau
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. Richard Maatz

Über die Möglichkeit der Bestimmung der mechanischen Wertigkeit des Skeletts beim Lebenden durch Entnahme von Knochenproben

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an der

Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Hans-Jürgen Schneider

aus Berlin

Dekan: Professor Dr. med. Adalbert Loeschke

Referent: Professor Dr. med. Richard Maatz

Korreferent: Professor Dr. med. Alfred N. Witt

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 15.6.1965

MEINEN ELTERN IN DANKBARKEIT

INHALTSANGABE

		Seite
I.	Einleitung	5
II.	Materialfestigkeitsprüfung	6
	Skizzierung einiger Grundbegriffe der Elastizitäts- und Festigkeitslehre	
III.	Bisherige Ergebnisse über Festigkeitsprüfungen des Knochens	25
IV.	Eigene Versuche	37
	1) Versuchsanordnung	37
	a) Beschreibung und Arbeitsweise der Schere Ermittlung der Scherfestigkeit Verformung des Knochenzylinders	37
	b) Gewinnung der Spongiosazylinder	40
	c) Das Scherdiagramm Vergleich mit dem klassischen Spannungs-dehnungsschaubild	42
	2) Versuche an Leichenknochen	45
	a) Art und Umfang des Materials Entnahmestellen	45
	b) Ergebnisse	50
	c) Diskussion der Ergebnisse Aussagefähigkeit der Einzelmessung	52
	3) Versuche an Tierknochen	63
	a) Art und Umfang des Materials Entnahmestellen	63
	b) Ergebnisse	66
	c) Diskussion der Ergebnisse	68
V.	Zusammenfassung	78
VI.	Literaturverzeichnis	79

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546516_0042

I. Einleitung

Es wurde mir die Aufgabe gestellt, die Frage zu prüfen, ob mit den heute zur Verfügung stehenden Mitteln die Möglichkeit besteht, in vivo die mechanische Wertigkeit des Skelettknochens zu messen. Sollte diese Möglichkeit vorhanden sein, so wäre weiter zu prüfen, ob wiederholte, schonende Entnahmen von Knochenproben die Möglichkeit eröffneten, therapeutische Maßnahmen auf ihre Erfolge bei Erkrankungen zu beurteilen, bei denen die Tragfähigkeit des Skelettsystems pathologisch herabgesetzt ist.

II. Materialfestigkeitsprüfung

- Skizzierung einiger Grundbegriffe der Elastizitäts- und Festigkeitslehre -

Die mechanische Wertigkeit des Knochens ist Ausdruck seiner Elastizität und Festigkeit. Deshalb führt die Frage nach diesen Eigenschaften des Knochens den Morphologen zwangsläufig in das Gebiet der Elastizitäts- und Festigkeitslehre der klassischen Physik, deren Kenntnis Voraussetzung zum Verständnis bereits vorhandener Untersuchungen über die Festigkeit des Knochens ist.

Die Elastizitäts- und Festigkeitslehre befaßt sich hauptsächlich mit den Elastizitäts- und Festigkeitseigenschaften homogener, isotroper, fester Körper, d.h. sie gibt uns Auskunft über das Verhalten eines solchen Körpers, wenn er einer mechanischen Belastung ausgesetzt wird. Die Einschränkung auf homogene, isotrope Körper ist bedingt durch die Erkenntnis, daß ein aus makroskopischer Sicht heterogener, anisotroper Körper auf engstem Raum unterschiedliche Elastizitäts- und Festigkeitseigenschaften aufweisen kann, was zu einer unnötigen Komplizierung der schon nicht einfachen Verhältnisse führen würde. Dieses auf engem Raum unterschiedliche Verhalten dieser Körper ist einerseits durch die Heterogenität, d.h. durch unterschiedliche physikalische Eigenschaften (Dichte, Härte usw.) infolge einer nicht gleichartigen Zusammensetzung des Stoffes erklärt, andererseits durch die Anisotropie, d.h. durch unterschiedliche physikalische Eigenschaften in Abhängigkeit von der Richtung, in der ein Körper einer Elastizitäts- oder Festigkeitsprüfung unterzogen wird. Anisotrop sind Kristalle (Einkristalle), isotrop sind z.B. amorph-feste Körper, Flüssigkeiten, Gase und Vielkristalle, zu denen die Metalle gerechnet werden, da sie statistisch isotrop erscheinen (5). Sie bestehen aus einem Aggregat anisotroper Einzelteilchen, deren Größen sehr klein gegenüber dem Gesamtkörper sind.

Die Tatsache, daß die Gesetze der Elastizitäts- und Festigkeitslehre an

homogenen, isotropen, festen Stoffen gewonnen wurden, wirft die Frage auf, ob es demnach überhaupt möglich ist, den Knochen nach obigen Richtlinien zu untersuchen, da wir wissen, daß der Knochen in Form seiner Kompakta oder Spongiosa morphologisch wie funktionell inhomogen ist, weil eine Homogenität des Knochengewebes dem Feinbau jede Bedeutung absprechen würde (27). Der Nachweis unterschiedlicher Festigkeitswerte bei gleicher Festigkeitsart in Abhängigkeit von der Richtung der Krafteinwirkung läßt drei verschiedene Elastizitätsachsen vermuten, weshalb der Knochen in die Reihe der anisotropen Stoffe gestellt werden muß (27).

Wenn dennoch der Knochen bisher wiederholt im Hinblick auf seine Elastizität und Festigkeit nach den Gesetzen der klassischen Physik untersucht worden ist, so geschah dieses, indem der durch diese Untersuchungen gewonnene Einblick in die mechanische Wertigkeit des Knochens seine Bedeutung behält, wenn die ermittelten Untersuchungsergebnisse den Interpreten nicht verleiten, diese Ergebnisse mit Elastizitäts- und Festigkeitswerten homogener, isotroper Stoffe vorbehaltlos zu vergleichen und auszuwerten.

Da mittels physikalischer Gesetze versucht wurde, einen Einblick in die Knochenwertigkeit zu erhalten, sollen einige Grundbegriffe und Kenntnisse vorausgeschickt werden.

Grundsätzlich ist die Elastizität von der Festigkeit zu trennen, da beide wesensverschieden sind und in Abhängigkeit von der Größe der mechanischen Krafteinwirkung bedeutende Charakteristika eines Stoffes darstellen.

Wird ein Körper definierter Art zunehmend einer mechanischen Krafteinwirkung ausgesetzt, so zeigt er in seinem anfänglichen Belastungsbereich elastische Eigenschaften, denen bei bestimmten Stoffen plastische Fähigkeiten folgen, um schließlich im Augenblick der Gegenstandstrennung seine Festigkeitseigenschaften zu offenbaren.

Die Verschiedenheit von Elastizität und Festigkeit hat dazu geführt, beide Eigenschaften durch experimentell und theoretisch erarbeitete Materialkonstanten auszudrücken. Die Elastizität eines Stoffes wird durch sog.

Elastizitätsmoduln und eine Konstante ausgedrückt. Man unterscheidet einen Kompressionsmodul Q, einen Torsionsmodul G (= Schub, Scher- oder Gleitmodul), den Elastizitätsmodul E und eine sog. Poisson'sche Konstante (= Poisson'scher Querkontraktionskoeffizient). Die Elastizitätsmoduln haben die Dimension des Druckes, in technischen Maßeinheiten durch kg/cm^2 ausgedrückt, während die Poisson'sche Konstante dimensionslos ist. Alle vier Größen sind aber nicht unabhängig voneinander. Zwei lassen sich durch eine einfache Formelbeziehung durch die beiden anderen ausdrücken, so daß ein homogener, isotroper, fester Körper durch zwei Moduln einwandfrei in seinem elastischen Verhalten charakterisiert ist. Diese Elastizitätskonstanten haben ihre Gültigkeit nur innerhalb des Elastizitätsbereiches des betreffenden Stoffes, d.h. innerhalb eines bestimmten Belastungsbereiches, in dem die Dehnung des Körpers der mechanischen Krafteinwirkung proportional ist. (Geltungsbereich des Hooke'schen Gesetzes).

Das Wesen der Elastizität, Plastizität und Festigkeit eines festen Stoffes liegt in seinem Verhalten gegenüber einer mechanischen Krafteinwirkung begründet. Die mechanische Belastung ist eine Kraft (kg), die in einer bestimmten Art (Zug, Druck, Biegung, Knickung, Torsion oder Scherung) auf einen bestimmten Flächenquerschnitt wirkt, als Spannung bezeichnet wird und die Dimension kg/cm^2 aufweist.

Ein fester Stoff hat die Eigenschaft von außen einwirkenden mechanischen Kräften einen Widerstand entgegenzusetzen, der durch die sog. Kohäsionskräfte der Moleküle bewirkt wird. Diese bisher wenig erforschten Kräfte, die zwischen den Molekülen bestehen, halten diese in einer bestimmten Anordnung, d.h. sie sind für die Form eines Körpers schlechthin verantwortlich zu machen.
Jede von außen kommende Krafteinwirkung (äußere Kraft) wird bis zu einer dem Stoff eigenen Größe von den Kohäsionskräften unter Formänderung des Körpers aufgenommen und als potentielle Energie gespeichert. Die äußeren Kräfte (auch äußere Spannungen genannt) erzeugen dabei sog.

innere Kräfte (innere Spannungen), die demnach gegeneinander gerichtet sind und in einer Gleichgewichtsbeziehung zueinander stehen. Sie wirken entweder senkrecht oder parallel zu den betreffenden Querschnittsflächen, je nachdem wie sie gerichtet sind. Die Größe der erzeugten inneren Spannungen entspricht den äußeren und ist deshalb in kg/cm^2 Querschnittsfläche meßbar. Ganz allgemein bezeichnet man eine Kraft, die senkrecht zu einem Querschnitt von der Größe F eines Körpers einwirkt als Normalspannung $\sigma = \frac{P_{\perp}}{F}$ (kg/cm^2). Diese Krafteinwirkungen finden wir als Zug-, Druck-, Biegungs- und Knickspannung. Diejenige Spannung, die zur Gegenstandstrennung führte, nennen wir Bruchspannung σ_{B_r}. Eine Kraft, die parallel zu einem Querschnitt einwirkt; bezeichnet man als Tangentialspannung $\tau = \frac{P_{\parallel}}{F}$ (kg/cm^2) (auch Schub- oder Scherspannung genannt). Diese Spannungsart finden wir bei der Torsion und Scherung. Entsprechend bezeichnet man die Bruchspannung mit τ_{Br}.

Wird ein Festkörper durch äußere mechanische Kräfte belastet, so erzeugen diese eine Formänderung, die in einem anfänglichen Belastungsbereich proportional ist den inneren Spannungen (Hook'sches Gesetz). In diesem Proportionalitätsbereich zeigt der Körper elastische Eigenschaften. Jener ist begrenzt durch den Spannungsbeginn und einen Punkt, von dem ab die Größe der Dehnung (Formänderung) nicht mehr der Größe der Spannung entspricht. Diesen Punkt nennt man Proportionalitätsgrenze.

Die erzeugten, mit einer Formänderung verbundenen inneren Spannungen erzwingen nach Aufhören der äußeren Krafteinwirkungen die Wiederherstellung der ursprünglichen Körperform, solange die Formänderung der äußeren Krafteinwirkung proportional war. Diese Fähigkeit eines Stoffes zu Formänderung und Rückkehr zur ursprünglichen Körperform bezeichnen wir als Elastizität und die anfängliche Formänderung als elastische Verformung. Die Zeit, die die inneren Spannungen benötigen, um die alte Form wieder einzunehmen, wird elastische Nachwirkung genannt. Da auch ein Stoff von sehr hoher Elastizität z.B. Stahl eine gewisse Zeit benötigt,

die elastische Verformung rückgängig zu machen, bezeichnet man einen Stoff als vollkommen elastisch, der keine Zeit dazu benötigt. Einen solchen Stoff gibt es nicht.

Wird die Summe der Kohäsionskräfte in einem Flächenquerschnitt um einen geringen Betrag durch äußere Kräfte überwunden, so verlieren die Moleküle ihre alte räumliche Beziehung zueinander, sie geraten ins Gleiten. Die makroskopisch damit verbundene Formänderung bezeichnen wir als plastische Verformung, bzw. Plastizität eines Stoffes. In diesem Bereich ist die Verformung der äußeren Kraft nicht mehr proportional gewesen.

Bei weiterer Kraftzunahme kommt es schließlich zur völligen Überwindung der Kohäsionskräfte, makroskopisch zur Gegenstandstrennung oder zum Bruch. Die hierzu benötigte Kraft wird Bruchspannung genannt und stellt die Festigkeit eines Stoffes dar.

Der Widerstand, den ein Körper zu leisten vermag, ist nicht eindeutig, sondern u.a. abhängig von der Art der mechanischen Krafteinwirkung. So unterscheidet man abhängig von der Richtung der Krafteinwirkung (senkrecht auf oder parallel zu) auf die zu betrachtende Querschnittsfläche und abhängig ob die Krafteinwirkung allseitig oder nur einflächig stattfindet, die Kompression (allseitige Belastung), den Druck und Zug, die Biegung und Knickung und die Torsion und Scherung (einflächige Belastungsarten). Demnach unterscheidet man verschiedene Elastizitäts- und Festigkeitsarten, auf die im Folgenden näher eingegangen werden soll.

Die Kompression. Wird ein fester Körper allseitig auf Druck belastet, so kommt es zu einer relativen Volumenverminderung, die proportional dem wirkenden Druck ist. Diese relative Volumenverminderung wird als Kompressibilität bezeichnet und durch einen Proportionalitätsfaktor q ausgedrückt. Der reziproke Wert $\frac{1}{q}$ wird als Kompressionsmodul Q bezeichnet, hat die Dimension kg/cm^2 und stellt das Maß für die Elastizität eines festen Körpers bei Kompression dar. Die Bestimmung des Kompressionsmoduls durch Kompressionsversuche ist technisch schwierig,

da die Kompressibilität eines Stoffes in der Regel sehr klein ist. Da, wie oben ausgeführt, der Kompressionsmodul Q keine unabhängige Größe darstellt, wird er meist nach Bestimmung der übrigen Elastizitätskonstanten aus diesen errechnet.

Die mechanische Krafteinwirkung als Druck. Wird ein Körper auf Druck belastet (einflächig, nicht allseitig), so handelt es sich um eine Krafteinwirkung zum Körper hin, die auf einen Körperquerschnitt wirkt, der senkrecht zur Druckrichtung steht. Die Druckbelastung eines Körpers ist eine Sonderform der allseitig wirkenden Kompression eines Körpers, da hierbei nur zwei gegenüberliegende Druckflächen belastet werden, während die übrigen Flächen belastungsfrei sind. Die Belastung eines Körpers auf Druck stellt vom Inhaltlichen her gesehen eine Sonderform dar, überragt aber in technischer Hinsicht die Kompression fester Körper an Bedeutung.

Die im Körperquerschnitt auftretenden Spannungen werden Druckspannungen genannt und mit σ_d bezeichnet, wobei folgende Beziehung besteht:

$$\sigma_d = -\frac{P}{F} \ (kg/cm^2)$$ wobei P = Druckkraft in kg, F = Querschnittsfläche, auf die die Druckkraft einwirkt, bedeutet.

Durch den Druck erleidet der Körper eine Verkürzung ε (analog der Dehnung beim Zug), die gleich ist dem Verhältnis aus der Verkürzung λ des Körpers zur ursprünglichen Länge ℓ des Körpers.

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\ell} \quad \text{(dimensionslos)}$$

Aus dem Verhältnis von ε zu σ_d wiederum ergibt sich eine Materialkonstante, die als Dehnungszahl α bezeichnet wird und die Dimension cm^2/kg aufweist.

$$\alpha = \frac{\varepsilon}{\sigma} \quad (cm^2/kg)$$

Die Dehnungszahl α ist hier also eine Verkürzung, die ein Körper vom Querschnitt $F = 1\ cm^2$ und 1 cm Länge erleidet, wenn er nicht durch σ kg, sondern durch 1 kg belastet wird.

Da α eine sehr kleine Zahl ist, rechnet man aus praktischen Gründen mit dem reziproken Wert, den man als Elastizitätsmodul E bezeichnet (auch Elastizitätsmaß oder Young'scher Modul genannt).

$$E = \frac{1}{\alpha} \quad (\frac{kg}{cm^2})$$

Dieser Elastizitätsmodul E ist eine dem Stoff eigene Elastizitätskonstante, die sein elastisches Verhalten unter Druck charakterisiert.

Wird ein Körper einer zunehmenden Druckbelastung ausgesetzt, so kommt es bei einer dem Stoff eigenen Spannungsgröße makroskopisch zur bleibenden Gegenstandsveränderung im Sinne einer Zerstörung durch Druck. Die dazu benötigte Druckspannung wird als Bruchspannung $\sigma_{d_{Br}}$ bezeichnet und stellt die Druckfestigkeit des Stoffes dar.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

σ_d = Druckspannung (kg/cm^2)
E = Elastizitätsmodul (Ausdruck der Druckelastizität) (kg/cm^2)
$\sigma_{d_{Br}}$ = Druckspannung bei Bruch = Druckfestigkeit. (kg/cm^2)

Die mechanische Krafteinwirkung als Zug. Wird ein Körper auf Zug belastet, so handelt es sich um eine Krafteinwirkung vom Körper weg, die auf einen Körperquerschnitt wirkt, der senkrecht zur Zugrichtung steht.

Die dabei im Körperquerschnitt auftretenden Spannungen werden Zugspannungen genannt und mit σ_z bezeichnet, wobei folgende Beziehung besteht:

$$\sigma_z = \frac{P}{F} \quad (\frac{kg}{cm^2})$$

P = Zugkraft in kg,
F = Querschnittsfläche, auf die die Zugkraft einwirkt.

Durch die Zugkraft erleidet der Körper eine Dehnung ε, die im Hooke'schen Geltungsbereich gleich ist dem Verhältnis aus der Verlängerung λ des Körpers zur ursprünglichen Länge ℓ des Körpers.

$$\varepsilon = \frac{\lambda}{\ell} \quad \text{(dimensionslos)}$$

Das Verhältnis von ε zu σ_z stellt eine Materialkonstante dar, die Dehnungszahl α genannt wird und die Dimension cm^2/kg aufweist.

$$\alpha = \frac{\varepsilon}{\sigma_z} \quad (\frac{cm^2}{kg})$$

Anders ausgedrückt kann man sagen, die Dehnungszahl α ist diejenige Verlängerung, die ein Körper vom Querschnitt $F = 1\ cm^2$ und 1 cm Länge erleidet, wenn er nicht durch σ kg, sondern nur durch 1 kg belastet wird.

Da σ auch hierbei wiederum eine sehr kleine Zahl ist, rechnet man aus praktischen Gründen mit dem reziproken Wert, den man Elastizitätsmodul E nennt:

$$E = \frac{1}{\alpha} \quad (\frac{kg}{cm^2})$$

Wird die Zugbelastung gesteigert, so kommt es wie bei der Druckfestigkeit bei einer dem Stoff eigenen Spannungsgröße zur Gegenstandszerstörung. Die dazu benötigte Zugspannung wird als Bruchspannung $\sigma_{z_{Br}}$ bezeichnet und stellt die Zugfestigkeit des Stoffes dar.

Wir erkennen, daß die Druckelastizität mit der Zugelastizität identisch ist, da sie beide durch den Elastizitätsmodul E ausgedrückt werden. Durch diese Elastizitätskonstante ist gleichzeitig die Größe der Druck- wie der Zugelastizität angegeben.

Anders verhält es sich mit den Festigkeiten beider Belastungsarten. Es gibt Stoffe, die z. B. eine hohe Druckfestigkeit aber eine niedrige Zugfestigkeit aufweisen, z. B. Beton.

Jeder auf Zug beanspruchte Körper erleidet in der Querachse (senkrecht zur Zugachse) eine Zusammenziehung, Querkontraktion (ε_q) genannt. Das Verhältnis von ε_q zur Längsdehnung ε wird die Querzahl μ (oder Poisson'sche Konstante oder Poisson'scher Querkontraktionskoeffizient) genannt.

$$\mu = \frac{\varepsilon_q}{\varepsilon} \qquad \text{(dimensionslos)}$$

Diese Poisson'sche Konstante stellt eine Elastizitätskonstante dar. Sie ist wiederum eine Materialkonstante für die Zug- aber auch für die Druckelastizität, da sie bei Druckverhältnissen gegensinnig abgeleitet werden kann; anstatt einer Querkontraktion kommt es zu einer Querdehnung.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

σ_z = Zugspannung (kg/cm^2);

$\sigma_{z_{Br}}$ = Zugfestigkeit (kg/cm^2)

E = Elastizitätsmodul (Ausdruck für die Zugelastizität) (kg/cm^2)

$/u$ = Poisson'sche Konstante (dimensionslos)

Die Biegung. Das gleichzeitige Auftreten von Druck- und Zugspannungen finden wir bei der Biegung eines Körpers.

Ein Körper ist auf Biegung beansprucht, wenn in einem Querschnitt senkrecht zu einer Körperachse (meistens Längsachse) entfernt von einer Einspannstelle (Kragbalken; Typ I) oder zwei Auflagern (Typ II) eine Druckkraft einwirkt.

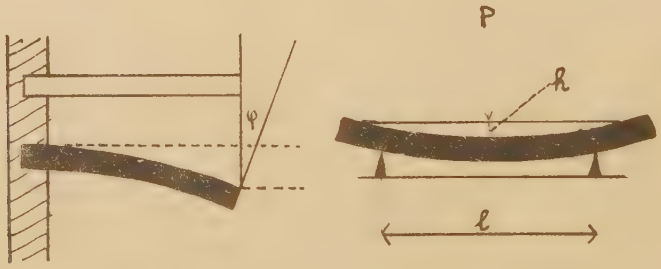


Abb. 1 Typ I Typ II

Bei Typ I erzeugt die Druckkraft innere Spannungen, die in der oberen Körperhälfte, der Druckkraft zugekehrten Seite als Zugspannungen, in der unteren Körperhälfte als Druckspannungen auftreten.

Bei Typ II liegen die Dinge umgekehrt. Die größte Druckspannung findet sich also hier an der Stelle der mechanischen Krafteinwirkung, die größte Zugspannung ihr gegenüber.

Dabei sind die Spannungen nicht gleichmäßig über den Querschnitt verteilt, sondern am Rande am größten. Zum Körperinnern fallen beide Spannungsarten ab und haben in der sog. Neutralschicht (= Neutralfaser) die Größe Null.

Die Aussage über die Größe der Biegungsfestigkeit erfolgt wiederum durch die Biegespannung bei Bruch $\sigma_{b_{Br}}$, die abhängig ist vom Verhältnis aus Biegemoment M_b zum Widerstandsmoment W.

$$\sigma_{b_{Br}} = \frac{M_b}{W} \quad (\frac{kg}{cm^2})$$

Hiermit begegnen wir 2 neuen physikalischen Größen, die die besonderen Verhältnisse bei der Biegung eines Körpers charakterisieren. Wird ein Körper ausmittig auf Druck belastet, so kommt es nicht zu einer alleinigen Druckbelastung sondern auch zum Auftreten eines Biegemomentes, dessen Größe abhängig ist von seiner Kraft in kg und von der Größe der Ausmittigkeit.

Ein Körper ist ausmittig belastet, wenn die mechanische Krafteinwirkung außerhalb eines sog. Querschnittkernes ansetzt. Der Querschnittskern ist eine Fläche, die definiert ist durch den geometrischen Ort aller jener Kraftansatzpunkte, bei denen nur allein Druckspannungen erzeugt werden (28). Das Biegemoment M_b ist daher gleich dem Produkt von einwirkender Kraft (kg) und Hebelarm (cm) (Entfernung zwischen Kraftansatzpunkt und Einspannstelle) und hat somit die Dimension von kg • cm. Ist der Hebelarm = 0, so ist auch das Biegemoment gleich Null. Es liegen dann nicht die Bedingungen der Biegung vor, sondern nur die des Druckes. Um so weiter eine einwirkende Kraft von der Einspannstelle entfernt einwirkt, um so größer ist das Biegemoment M_b, um so größer werden die auftretenden Biegespannungen. Sie sind also dem Biegemoment direkt proportional und wie aus obiger Formel hervorgeht umgekehrt proportional einer Größe W, dem Widerstandsmoment.

Das Widerstandsmoment W entsteht aus einem sog. (geometrischen) Trägheitsmoment J, dessen Größe von der Querschnittsform des Biegekörpers und dem Abstand e der äußersten Faser von der Nullinie des Biegebalkens abhängt (28).

$$W = \frac{J}{e} \quad cm^3$$

Einfluß auf die Größe des Widerstandsmomentes haben also die Querschnittsform (Rechteck, Kreis, Ellipse, Dreieck usw.), Querschnittsgröße und Abstand e der äußersten Faser von der Nullinie. Das Trägheitsmoment für Rechteck, Kreis und Ellipse geben die Formeln wieder.

$$J_{Rechteck} = \frac{a^3 b}{12} \text{ cm}^4; \qquad J_{Kreis} = \frac{\pi r^4}{4} \text{ cm}^4$$

$$J_{Ellipse} = \frac{\pi a^3 b}{4} \text{ cm}^4$$

Die Aussage über die elastischen Eigenschaften eines Körpers bei Biegung erfolgt wiederum durch den Elastizitätsmodul E, was leicht einzusehen ist, da es sich hier um Druck- und Zugelastizitäten handelt. Aus obiger Skizze ersehen wir 2 Typen einer Beanspruchung eines Balkens auf Biegung in Abhängigkeit von Einspannung oder Lagerung. Im Hooke'schen Geltungsbereich, in dem die elastische Verformung der einwirkenden Kraft proportional ist, lassen sich bei der Biegung 2 gleichwertige Größen der Formänderung messen. Bestimmbar ist die Durchbiegung h oder der von den Stirnseiten des Balkens beschriebene Winkel φ. Es ergibt sich für die Errechnung des Elastizitätsmoduls E

für Typ I $\quad E = \frac{\ell^3 P}{3 h J}$ kg/cm^2 oder $E = \frac{\ell^3 P}{2 \operatorname{tg}\varphi J}$ kg/cm^2

für Typ II $\quad E = \frac{\ell^3 P}{48 h J}$ kg/cm^2 oder $E = \frac{\ell^3 P}{16 \operatorname{tg}\varphi J}$ kg/cm^2,

wobei ℓ = Länge des Balkens, P = Kraft in kg, J das Trägheitsmoment bedeuten. Der Elastizitätsmodul E stellt hier keine reine Materialkonstante dar, sondern gibt Auskunft über das elastische Verhalten eines Körpers bei Biegung, der aus einem bestimmten Material in einer bestimmten Querschnittsform vorliegt.

Der hier gezeigte Weg zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls E ist in der Technik wegen der genauen Meßmöglichkeit insbesondere des Winkels φ oft begangen worden.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

σ_b = Biegespannung kg/cm^2; $\sigma_{b_{Br}}$ = Biegefestigkeit kg/cm^2

M_b = Biegemoment kg · cm; W = Widerstandsmoment cm^3

J = Trägheitsmoment cm^4; E = Elastizitätsmodul kg/cm^2

Die Knickung. Wird ein Körper in Form eines Stabes in der Längsachse auf Druck beansprucht, so kommt es zum Auftreten von Biegespannungen, die zu einer Formänderung im Sinne einer Knickung führen.

Die Bedingungen der Knickung sind gegeben, wenn der Druck nicht vollkommen gleichmäßig auf die Druckfläche einwirkt, d.h., wenn alle Druckspannungen nicht gleichmäßig auf alle Querschnittsflächen verteilt sind, wie z.B. bei exzentrischer Belastung; ebenso wenn die Struktur des Materials nicht eine gleichmäßige Verteilung der Druckspannungen über die Querschnittsflächen zuläßt, wie z.B. durch Unterschiede in der Kristallstruktur, Einlagerung von Luftblasen oder durch das Vorhandensein von Rissen, d.h., wenn das Material nicht vollkommen homogen ist. Desgleichen, wenn die Stablängsachse nicht geometrisch geradlinig verläuft oder die beiden Druckflächen, zwischen denen die Druckspannungen auftreten, nicht parallel liegen.

Da diese Bedingungen bei stabförmigen Körpern praktisch immer vorliegen, wird es bei einer Druckbelastung immer zu einer Knickbeanspruchung kommen. Diese muß um so größer sein, je größer die Länge des Stabes im Vergleich zur Wurzel aus der Fläche (Druckfläche) ist. Da die Knikkung auch von der Größe der einwirkenden Druckkraft abhängig ist, spricht man von einer Knicklast, die einen bestimmten Stabkörper nach anfänglich alleiniger Druckbelastung von einer bestimmten Druckgröße an zum vollständigen Ausknicken bringt. Die Druckbeanspruchung tritt dabei zu Gunsten der Biegungsbeanspruchung gänzlich zurück.

Man unterscheidet verschiedene Knickformen, die der Stab unter einer Knickbelastung einnehmen kann. Diese sind abhängig von der Art der Abstützung (frei oder eingespannt) der Stabenden. Da von der Art der Abstüt-

zung die Größe der Knicklast abhängig ist, gilt nach EULER die allgemeine Formel:

$$P_k = \frac{c \cdot \pi^2 \cdot E \cdot J}{\ell^2} \text{ kg/cm}^2$$

Wobei E = der Elastizitätsmodul, J = das kleinste Trägheitsmoment, ℓ = die Stablänge und c einen Faktor darstellt, der von der Art der Abstützung abhängig ist. Hierdurch ergibt sich wiederum die Bestimmung des Elastizitätsmoduls E. Entsprechend obiger Überlegungen errechnet man sich die Knickfestigkeit eines Stabes. Gegenüber anderen Elastizitätsarten tritt die Knickelastizität in der Technik an Bedeutung zurück.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

P_k = Knickfestigkeit (kg/cm^2)

E_k = Knickelastizität

c = Faktor, in den die Art der Abstützung eingeht.

Die Scherung. Wirkt tangential zur oberen Fläche F eines Quaders oder Würfels, dessen untere Fläche fixiert ist, eine Kraft P, so kommt es zu einer Verformung des Körpers im Sinne einer Scherung, wenn die vorher zur Basis senkrechten Begrenzungsflächen nunmehr einen Scherungswinkel α bilden.

Abb. 2

Die parallel zur oberen Fläche auftretenden Spannungen werden Scherspannung genannt und mit τ bezeichnet, wobei folgende einfache Beziehung besteht:

$$\tau = \frac{P}{F} \text{ kg/cm}^2$$

Da im Hook'schen Geltungsbereich die elastische Verformung proportional der einwirkenden Kraft ist, kann man auch sagen,

$$\tau = G \cdot \alpha \left(kg/cm^2\right)$$

der Scherspannung τ ist der Scherungswinkel α proportional, multipliziert mit dem Proportionalitätsfaktor G, der eine Materialkonstante darstellt. Dieser Faktor G wird Schermodul (Schub-, Gleit- oder Torsionsmodul) genannt und hat die Dimension kg/cm^2. Da die Scherspannung τ und der Scherungswinkel α theoretisch meßbar wäre, könnte man aus der einfachen Beziehung den Schermodul G errechnen. In der Praxis ist diese Methode nie benutzt worden, da es technisch Schwierigkeiten bereitet, den Winkel einwandfrei zu messen, zumal die Bestimmung des Torsionsmoduls bei der Torsion wesentlich einfacher ist.

Wird die Scherspannung über den elastischen Verformungsbereich vergrößert, so kommt es zu einer dem Stoff eigenen Spannungsgröße zur Gegenstandstrennung. Die in diesem Augenblick herrschende Scherspannung wird mit τ_{Br} bezeichnet und stellt die Scherfestigkeit des Stoffes dar.

Da in vorliegender Arbeit mittels der Scherfestigkeit des Knochens eine Aussage über die Möglichkeit der Bestimmung der mechanischen Wertigkeit des Knochens beim Lebenden gemacht wird, sollen einige Bemerkungen über die Problematik von Scherfestigkeitsbestimmungen folgen.

Wenn ein Körper auf Scherung belastet wird, so kommt es anfänglich zum Auftreten reiner Schubspannungen, später aber, wenn die Scheren etwas in den Körper "eingedrungen" sind, zum zusätzlichen Auftreten von einer Biegebeanspruchung. Das Biegemoment kann deshalb bei spröden Stoffen einen Biegungsbruch im mittleren Stabquerschnitt verursachen, während erst später die eigentliche Scherung stattfindet. Deshalb unterscheidet sich die hier ermittelte Scherfestigkeit von einer reinen Schubfestigkeit beim Verdrehungsversuch, die allgemein kleiner als die Scherfestigkeit ausfällt. In der Regel benutzt man in der Technik den zweischnittigen Scherversuch, wobei der zu untersuchende Körper in Form eines kreiszylindrischen Sta-

bes vorliegt. Durch die zweischnittige Versuchsanordnung werden die auftretenden Biegespannungen so gering gehalten, daß sie vernachlässigt werden können.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

τ = Scherspannung (kg/cm^2);

τ_{Br} = Scherspannung bei Scherung = Scherfestigkeit

G = Schermodul (kg/cm^2) (Schub-, Gleit- oder Torsionsmodul)

α = Scherungswinkel

Die Torsion. Ein Körper, im einfachsten Fall ein kreiszylindrischer Stab, der an einem Ende eingespannt ist, wird auf Torsion beansprucht, wenn an seinem freien Ende an einem Querschnitt senkrecht zur Längsachse ein Drehmoment M_t einwirkt.

Dadurch wird der Kreisquerschnitt, an dem das Drehmoment M_t angreift, gegenüber dem eingespannten um den Torsionswinkel φ tordiert. Der Torsionswinkel ist dem Drehmoment proportional. Die dabei auftretende Spannung wird Torsionsspannung genannt und lautet:

$$\tau = G \frac{r}{\ell} \varphi \quad (kg/cm^2),$$

wobei G wieder den Torsionsmodul, r den Radius des Stabes, ℓ seine Länge und φ den Torsionswinkel darstellt.

Zur Errechnung des Torsionsmoduls bedient man sich aber einer anderen Formel, in die das Drehmoment M_t eingeht.

$$G = \frac{2}{\pi} \frac{\ell}{r^4} \frac{}{\varphi} M_t \quad (kg/cm^2)$$

Mittels dieser Beziehung ist eine genaue Bestimmung des Torsionsmoduls möglich, da alle übrigen Größen einwandfrei meßbar sind. Mit dem Drehmoment M_t wird eine neue Größe eingeführt, die die Krafteinwirkung bei der Torsion charakterisiert. Ähnlich wie beim Biegemoment handelt es sich hier nicht um eine alleinige Kraftwirkung wie beim Druck oder Zug,

sondern um eine Kraft, die im Abstand r von der Körperachse senkrecht zum Radius ansetzt. Daraus ergibt sich die Dimension von kg · cm.

Zusammenfassung wichtiger Größen:

τ = Torsionsspannung (kg/cm^2); φ = Torsionswinkel
G = Torsionsmodul (kg/cm^2); M_t = Drehmoment (kg · cm)

Im Anschluß hieran soll noch die Härte eines Stoffes erwähnt werden. Obwohl die Härte mit der Elastizität und Festigkeit des Stoffes in einem gewissen Zusammenhang steht, ist sie physikalisch nicht klar zu definieren. Versucht wurde die Aussage, die Härte ist die Größe eines Widerstandes, den ein fester Körper dem Eindringen eines anderen Körpers entgegensetzt. Durch den Ritzversuch wurden deshalb die einzelnen Stoffe in die Härteskala nach Mohs aufgenommen, in der sie nach steigender Härte aufgeführt sind.

Andererseits kann man die Härte durch die Kugeldruckprobe nach Brinnel bestimmen. Hierbei wird eine gehärtete Stahlkugel in den zu untersuchenden Stoff gedrückt und die Druckkraft bestimmt, die notwendig war, um einen bleibenden Eindruck von der Fläche F zu erzeugen. Als Maß der Härte dient die Größe K/F, die Brinnelhärte genannt und in kg/cm^2 angegeben wird.

Spannungsdehnungsschaubild. Wird das elastische und plastische Verhalten eines Körpers unter Belastung graphisch festgehalten, so erhalten wir ein Spannungsdehnungsschaubild in Form einer Kurve, die charakteristische Punkte und Verläufe zeigt.

Zu Beginn einer Belastung zeigt jeder feste Körper elastische Eigenschaften. In diesem anfänglichen Bereich ist die Kurve geradlinig (OA) (siehe Abb. 3), da die Dehnung der Spannung proportional ist. (Geltungsbereich des Hooke'schen Gesetzes). Die Dehnung ist nach Aufhören der Spannung reversibel und wird deshalb elastische Verformung genannt.

Bei weiterer Belastungszunahme wird ein Punkt erreicht, nach dessen Überschreiten die Formänderung nicht mehr der Spannungszunahme proportional ist. Dieser Punkt wird als Proportionalitätsgrenze (A) bezeichnet.

Innerhalb des Proportionalitätsbereiches und auch noch kurz danach, d.h. nach Überschreiten der Proportionalitätsgrenze ist die Formänderung solange reversibel, bis ein Punkt erreicht wird, nach dessen Überschreiten bei Entlastung die ursprüngliche Form nicht wieder eingenommen wird. Dieser Punkt wird Elastizitätsgrenze (B) genannt. Die Praxis zeigt, daß beide Punkte eng benachbart liegen bzw. oft zusammenfallen.

Um so größere Spannungen notwendig sind, die Elastizitätsgrenze zu erreichen, um so elastischer ist ein Stoff. (Eine große Elastizität besitzt der Stahl, eine kleine das Blei.)

Bei weiterer gleichbleibender Belastungszunahme kommt es zu einer zunehmend schnelleren Formänderung, die sogar eine gewisse Strecke ohne weitere Belastungszunahme anhalten kann. Der Punkt, der den Beginn der schnelleren Formänderung anzeigt, wird Fließ- oder Streckgrenze genannt (C).

Die weitere Belastung führt an einem Punkt zur Gegenstandszerstörung und wird mit Bruchgrenze (F) bezeichnet. Die im Augenblick des Bruches herrschende Spannung heißt Bruchspannung σ_{Br} und stellt die Festigkeit eines Stoffes dar.

Zwischen den Punkten C und F liegt die Strecke DE, in der die Spannung wieder zunimmt und der Körper einer ständigen Formänderung unterworfen ist.

Die Darstellung der Kurve ist natürlich schematisch. Jeder Stoff weist sich durch seine eigene Spannungs-Dehnungskurve aus, in der die einen oder anderen geschilderten Punkte oder Streckenabschnitte zu Gunsten der übrigen in den Hintergrund treten.

In der Technik interessiert am meisten die Strecke der elastischen Verformung OA und der Punkt der Gegenstandstrennung F.

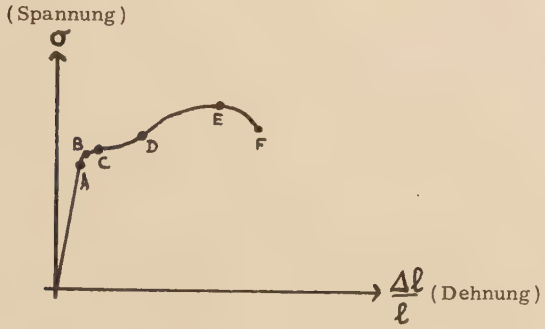


Abb. 3

Statische und dynamische Untersuchungsmethoden. In Abhängigkeit von der Dauer und dem Zeitpunkt der Wiederkehr einer Krafteinwirkung unterscheiden wir statische und dynamische Bestimmungsmethoden. Beide Verfahren haben ihre Bedeutung in der Ermittlung der Elastizitäts- und Festigkeitseigenschaften, da es sich gezeigt hat, daß die Bestimmung des Torsionsmoduls G z.B. dynamisch leichter und genauer zu erreichen ist, andererseits Festigkeitsuntersuchungen dynamischer Art notwendig wurden, als sich zeigte, daß Werkstoffe, die weit unterhalb der statischen Festigkeitsgrenze aber dynamisch belastet wurden, mikroskopisch und makroskopisch Risse, Sprünge oder Oberflächenänderungen aufwiesen.

Von einem statischen Festigkeitsversuch spricht man, wenn es sich um eine einmalige Belastung handelt, die allmählich eine gleichbleibende, langsame Zunahme erfährt.

Zu den dynamischen Festigkeitsversuchen zählt man

1) die Belastungsprüfung in Form einer einmaligen, plötzlichen Krafteinwirkung (Stoß, Zug, Schlag)

2) ein Prüfverfahren zur Ermittlung der Schwellfestigkeit, wobei sich die Belastung zwischen der Spannung Null und einer bestimmten positiven Höchstspannung in kurzer Zeit ändert.

3) ein Prüfverfahren zur Ermittlung der Wechselfestigkeit, wobei ein stetiger Spannungswechsel zwischen positiven und negativen Höchstwerten um eine mittlere Spannungslage stattfindet (Schwingung).

Obwohl der Zeitfaktor bei der Feststellung derartiger Festigkeitsunterschiede eine wichtige Rolle spielt, ist im allgemeinen die Schwellfestigkeit größer als die Wechselfestigkeit aber beide kleiner als die statisch ermittelten Festigkeitswerte.

III. Bisherige Ergebnisse über Festigkeitsprüfungen des Knochens.

Schon sehr alt ist der Wunsch der Anatomen und Pathologen, in den letzten Jahrzehnten aber auch der Kliniker insbesondere der Chirurgen, einen Einblick in die mechanischen Qualitäten des Knochens zu erhalten.

Die Arbeiten, die sich mit der Statik des Skeletts oder der des einzelnen Knochens befassen, geben einen überzeugenden Beweis von der Komplexität der Fragestellung um die mechanische Wertigkeit des Knochens schlechthin.

Die Tatsache ungenügender Kenntnisse der Elastizitäts- und Festigkeitslehre und die daraus resultierenden subjektiven Ansichten über Definition und Formulierung klarer, vom Untersuchungsmaterial unabhängiger, abstrakter Elastizitäts- und Festigkeitsgrößen erschwerte und behinderte die medizinische Forschung und gab häufig Anlaß zu widersprechenden Angaben in der Literatur. So ist die Angabe einer Bruchlast bei einer Biegebelastung zwar eine empirisch ermittelte "Festigkeitsgröße" aber keine vom Untersuchungsmaterial unabhängige Festigkeitsgröße im physikalischen Sinne, da diese nur durch Angabe der Bruchspannung σ_B, des Biegemomentes M_b und des Elastizitätsmoduls bei Biegung formuliert werden kann. (MESSERER 1880, z.T. RAUBER 1876; zit. nach KNESE, HAHNE, BIERMANN 1956).

Dazu kam die Zweigestaltigkeit der Knochenelastizität- und festigkeit, einmal in Form des Knochens in toto mit seinen Beziehungen zu Nachbarknochen und einmal durch die Teilung in die beiden Strukturelemente des Knochens, in Kompakta und Spongiosa.

Es ist deshalb nicht möglich, ein einheitliches Bild von der mechanischen Qualität des Knochens aus der Literatur zu gewinnen (28).

Die Zweiteilung in Knochen in toto und seine Struktureinheiten Kompakta und Spongiosa erscheint heute unbestritten, wurde aber auch verworfen (40), da die Ansicht vertreten wurde, daß vornehmlich der ganze Knochen in sei-

ner statischen Funktion interessiert. Anders äußern sich KNESE, HAHNE, BIERMANN (28), wenn sie zu bedenken geben, daß das Herausschneiden gleicher Probekörper zwar interessante Aufschlüsse aber der Knochen als ganzes Organ in das Belastungsgeschehen eingeht. Unseres Erachtens stellt die Kenntnis von den mechanischen Qualitäten der Kompakte und Spongiosa eine notwendige Voraussetzung für die Kenntnis um die Statik des Knochens als ganzes Organ dar. KNESE (27) stützt diese Ansicht, indem er in seiner Arbeit die Knochenstruktur 5. Ordnung in den Mittelpunkt einer statischen Betrachtung stellt und zu dem Schluß gelangt, daß die Synthese aus Kristallit und Knochenfaser in Form eines Verbundbaues dem Knochengewebe in Form der Kompakta oder Spongiosa statische Fähigkeiten verleiht, die den Kristalliten oder der Knochenfaser allein nicht innewohnen, sondern erst durch deren Verbund mittels eines Vorspannes, dem Knochen seine Druck- und Zugelastizität bzw. Festigkeit gibt. Damit spannt KNESE den Bogen der morphologisch-funktionellen Betrachtung des Knochens noch weiter.

Es ist deshalb nicht verwunderlich, daß die Anzahl der Arbeiten über Elastizitäts- und Festigkeitsverhältnisse von Kompakta und Spongiosa klein ist, zumal sich die Spongiosa wegen der Schwierigkeiten einer einheitlichen und nur gleichartigen Belastung zum Teil entzieht.

Die ersten Untersuchungen stammen von WERTHEIM (46) aus dem Jahr 1847, der die Kompakta des Femur und der Tibia in Form dünner Stäbchen auf Zug untersuchte. Er ermittelte dabei einen Elastizitätsmodul von ungefähr 200 000 kg/cm^2.

RAUBER, A. (zit. nach KNESE, HAHNE, BIERMANN; (28)) untersuchte die Kompakta in Form von Stäbchen auf Zug und fand eine Festigkeit zwischen 600 und 1300 kg/cm^2. Eine variationsstatistische Untersuchung dieser Werte unternahmen KNESE, HAHNE, BIERMANN 1955 und fanden drei Kollektive mit folgenden Werten: Kollektiv I 660 $\pm$ 120 kg/cm^2, II 1025 $\pm$ 110 kg/cm^2, III 1320 $\pm$ 70 kg/cm^2.

Nach gleicher Auswertungsmethode wurden für die Druckfestigkeit der Kompakta vier Kollektive gefunden: Kollektiv I 1210 $\pm$ 100 kg/cm^2, II 1425 $\pm$

110 kg/cm^2, III 1730 $\pm$ 140 kg/cm^2, IV 2015 $\pm$ 85 kg/cm^2. Zwischen frischer und trockner Kompakta wurde kein wesentlicher Unterschied festgestellt.

Temperatursenkung und Austrocknung führten zu einer Erhöhung des Elastizitätsmoduls, der übereinstimmend mit HÜLSEN bei 2000 kg/mm^2 liegt.

Biegungsversuche kompakter Knochenstäbchen zeigten einen Elastizitätsmodul von 206 500 $\pm$ 18 500 kg/cm^2 für das Kollektiv I und 238 000 $\pm$ 13 500 kg/cm^2 für das Kollektiv II.

HÜLSEN, C. (21) berichtete 1898, daß die Größe des spezifischen Gewichtes, des Elastizitätsmoduls und der Festigkeit des frischen Knochens in Form der Kompakta im direkten Verhältnis zum Alter des Knochens stehen. Er fand einen Elastizitätsmodul von durchschnittlich 2,056 kg/mm^2 mit einer Schwankungsbreite von 1,655 bis 2,843 kg/mm^2 für den Menschen, Ochsen, Kalb, Wolf, Fuchs und Gans, für den menschlichen Knochen im Erwachsenenalter von durchschnittlich 1,749 kg/mm^2. Wasserverlust vergrößerte den Modul. Der Zugfestigkeitskoeffizient des frischen Knochens betrug durchschnittlich 10,40 kg/mm^2 bei Mensch und Tier, beim Menschen durchschnittlich 10,56 kg/mm^2, der Druckfestigkeitskoeffizient im Durchschnitt 18,95 kg/mm^2 bei Mensch und Tier, beim Menschen allein durchschnittlich 20,59 kg/mm^2. Wasserverlust führt wiederum zu einer Vergrößerung der Zug- und Druckfestigkeit. Entkalkung des Knochens führt zu einer Herabsetzung der Zugfestigkeit auf 1,88 kg/mm^2. Die Versuche wurden an Kompaktastäbchen unternommen.

LANGE, Ch. (32) berichtete über Untersuchungen über die Elastizitätsverhältnisse in den menschlichen Rückenwirbeln in einer Arbeit aus dem Jahr 1902.

Er untersuchte den 10. Brustwirbel auf Druck durch Pressung des Wirbels zwischen zwei Eisenplatten bis zu 250 kg auf die gesamte Wirbeloberfläche. Da die Kraftübertragung zum größten Teil beim Lebenden über die Bandscheiben geschieht, ließ er den 10. Brustwirbel eingebettet nach cranial

durch die Bandscheibe und die untere Hälfte des 9. Brustwirbelkörpers und nach caudal durch die Bandscheibe und obere Hälfte des 11. Brustwirbelkörpers. Das Material gelangte frisch, 24 Std. nach dem Tod zur Untersuchung.

Er bestimmte den Elastizitätskoeffizienten mit 12 000 (ohne Dimension) beim Erwachsenen mit einer Streubreite von durchschnittlich 11 000 bis 14 000. Bei Kindern fand er ihn niedriger, aber oft wechselnd. Die Elastizitätsgrenze berechnete er mit 5 kg/cm^2 und teilweise mit über 30 kg/cm^2. Er fand keinen Zusammenhang zwischen Alter und Elastizitätsgrenze bzw. Festigkeit und Elastizitätsgrenze. Sie lag höher bei Erwachsenen als bei Kindern und noch höher bei Greisen. Von insgesamt 52 Brustwirbelkörpern fand er 35 fester als sie mit 250 kg bruchbelastet werden konnten. Er errechnete aus diesen Belastungsgrößen die Druckspannungen unter Annahme einer Druckfläche von 6 cm^2. Bei Erwachsenen und Kindern lag die Druckfestigkeit durchschnittlich zwischen 30 und 56 kg/cm^2, bei Erwachsenen im Mannesalter zwischen 32,2 und 36 kg/cm^2 und bei drei Greisen bei 11, 15 und 28 kg/cm^2. Bei einem 20jährigen Mann, der aus großer Höhe abgestürzt war, fand er den Elastizitätskoeffizienten zwischen 1000 und 3000, seine Elastizitätsgrenze bei 10,7 kg/cm^2.

GÖCKE, C. (12) untersuchte die Kompakte des Femurs auf Zug und fand in einem Probestäbchen von 7 mm Durchmesser und 10 cm Länge eine Dehnung von 150/100 mm bei einer Belastung von 320 kg (Daten einem Diagramm entnommen). Weitere Angaben über die zur Zeit der Belastung herrschenden Knocheneigenschaften fehlen, so daß eine weitere Auswertung dieses Ergebnisses nicht möglich ist.

In gleicher Arbeit wird der spongiöse Knochen durch den 10. bis 12. Brustwirbelkörper und 1. bis 4. Lendenwirbelkörper, sowie die Spongiosa des Femurkopfes auf Druck untersucht. Die Wirbelkörper des erwachsenen Mannes zeigten bei 750 kg, die des Kindes bei 250 kg und die des Greises bei 350 kg ihre Bruchfestigkeit bei Druck. Bei Annahme einer Druckfläche von etwa 6 cm^2 errechnet sich für den Erwachsenenwirbel eine Druckfestigkeit

von 125 kg/cm^2 und für den Greisenwirbel von etwa 60 kg/cm^2. Bei einem 12. Brustwirbelkörper wurde die Proportionalitätsgrenze bei 900 kg (entspricht bei einer Fläche von 6 cm^2 einer Druckspannung von 150 kg/cm^2) und die Bruchgrenze bei 1 050 kg/cm^2 (entspricht einer Bruchfestigkeit von 175 kg/cm^2) gefunden.

GÖCKE, C. (13) untersuchte erstmals 1928 Spongiosawürfel auf Druck. Ein Würfel mit seinen Abmessungen von 20 x 20 x 20 mm wurde aus dem 2. Lendenwirbelkörper gewonnen und zeigte bei 50 kg Druck, was einer Druckspannung von 12,5 kg/cm^2 entspricht, eine elastische Verkürzung von 1,0 mm. Bis zu 170 kg Druckbelastung wurde die Verkürzung proportional der Last gefunden, d.h. die Elastizitätsgrenze lag bei 42,5 kg/cm^2. Bei einer Druckbelastung von 180 kg erfolgte der Bruch, was eine Druckfestigkeit von 45 kg/cm^2 bedeutet.

Ein anderer Würfel aus der Spongiosa des Oberschenkels (die genaue Entnahmestelle ist nicht angegeben) gelangte in einer Größe von 17 x 15 x 18 mm von einem 18jährigen Jugendlichen zur Untersuchung. Der Proportionalitätsbereich lag zwischen 40 und 140 kg (da nicht angegeben ist, welche Flächengröße druckbelastet wurde, kann die entsprechende Druckspannung nicht nachträglich berechnet werden). Bei 160 kg Drucklast kam es zum Bruch, was nach seinen Angaben einer Bruchfestigkeit von 62,8 kg/cm^2 entsprach.

10 Lendenwirbelkörper verschiedener Individuen in verschiedenem Alter zeigten eine Druckfestigkeit von 57 - 70 kg/cm^2, Lendenwirbelkörper von kachetischen Patienten eine Druckfestigkeit von 20 - 30 kg/cm^2.

RÖSSLE 1927 und LEXER 1928 (33) stellten Untersuchungen über die Knochenhärte des Femur und Humerus an. Sie untersuchten die Knochenhärte mittels der Brinell'schen Kugeldruckprobe durch Eindrücken einer ideal harten Stahlkugel in die Knochenoberfläche des Femur und Humerus unter 5 und 10 kg Belastung. Der Grad der Härte wurde bestimmt durch die Messung des Durchmessers vom Kugeleindruck in μ. Die Knochenproben gelangten nach kurzer Formoldesinfektion zur Untersuchung. Die Er-

gebnisse wurden dem Bizepsgewicht bei den Humerusuntersuchungen gegenübergestellt.

RÖSSLE fand folgende Werte: Der Humerus von 14 Männern zeigte bei 5 kg Kugeleindruck einen Eindruckdurchmesser von 473 µ, bei 10 kg 606 µ und ein mittleres Bizepsgewicht von 148 g. Der weibliche Humerus zeigte einen Durchmesser von 478 bzw. 622 µ und ein mittleres Bizepsgewicht von 115 g. Es wurde also nur eine Geschlechtsabhängigkeit im Bizepsgewicht gefunden. Der männliche Femur zeigte bei 10 kg 613 und der weibliche 602 µ.

LEXER bestätigte diese Ergebnisse, bei dem die Humeri von 22 normalen Fällen bei 5 kg 475 µ, bei 10 kg 604 µ und ein mittleres Bizepsgewicht von 136 g aufwiesen. 15 Tuberkulosefälle zeigten 480 µ bzw. 613 µ und ein mittleres Bizepsgewicht von 79 g, 38 Carcinomfälle 435 µ, 618 µ und ein mittleres Bizepsgewicht von 75 g. Auffällig ist die gleichbleibende Knochenhärte unabhängig von der Grunderkrankung aber das unterschiedliche Bizepsgewicht wahrscheinlich als Ausdruck einer allgemeinen Kachexie.

HALLERMANN (19) sah in der Untersuchung des ganzen Knochens eigentlich ein erstrebenswertes Ziel, da das Profil berücksichtigt würde, hielt aber die Qualitäten des Materials in seiner Grundform festzustellen für zweckmäßiger, um auf Grund exakter Materialkenntnis die spezifische Reaktionsweise bei den verschiedenartigsten Beanspruchungen bestimmen zu können. Er untersuchte die Knochenkompakta, da er es nicht für möglich hielt, an Hand von Spongiosauntersuchungen den physikalischen Charakter des Aufbaustoffes retrograd zu bestimmen. So gelangte die Kompakta des erwachsenen Rindes zur Untersuchung, die sich nach seiner Ansicht in den physikalischen Eigenschaften nur unwesentlich vom Menschenknochen unterscheidet.

Die Zugfestigkeit der Probekörper betrug durchschnittlich 12-14 kg/mm^2. Er fand im Gegensatz zu allen anderen Literaturangaben, daß die Dehnung der Spannung bis zum Bruch proportional blieb, Bruchpunkt und Proportionalitätspunkt fielen zusammen.

Die Druckfestigkeit wurde an kleineren Probekörpern geprüft und zwar hochkant und flach. Es wurde eine Druckfestigkeit bei Druck in Längsrichtung von 20 kg/mm^2, quer zu ihr von 24 kg/mm^2 gefunden. Die Biegefestigkeit wurde bei freiaufgelegten Knochenstäben durchschnittlich mit 20 kg/mm^2 gefunden.

Torsionsversuche verschieden langer Kompaktastäbchen ergaben Meßwerte in Verdrehungswinkel und Torsionsfestigkeit in bereits durch die Literatur bekannten Größenordnungen. Exakte Angaben fehlen. Die dynamische Festigkeit wurde durch Schlagbiegeversuche ermittelt. HALLERMANN fand, daß Knochengewebe vollkommen elastisch ist, Plastizität bzw. Dehnung fehlen, ein Fließen des Knochens nicht stattfindet und die dynamische Festigkeit sehr gering ist, der Knochen also ein sprödes Material darstellt.

HARDINGE, M.G. (20) untersuchte die Spongiosa von 94 Femurköpfen, die dazu in je 5 Scheiben von 1/4 inch (6,35 mm) Stärke geschnitten waren. Die Spongiosa wurde an regelmäßig über die Scheiben verteilten, engbenachbarten Stellen durch einen Stempel mit einem Durchmesser von 1/4 inch (6,35 mm) bis zu einer Tiefe von 1/8 inch (3,17 mm) eingedrückt. Die dazu benötigte Kraft wurde in pounds (1 lb.ap = 373 g) gemessen. Die Untersuchungen ergaben, daß die größten Werte, im Durchschnitt zwischen 250 und 350 pounds, im Bereich des Trajektorium rectum lagen.

KNESE, K.H., HAHNE, O.H., BIERMANN, H. (28) untersuchten 1954 die Biegefestigkeit des Femur, der Tibia, der Fibula, des Humerus, Radius und der Ulna in verschiedenen Biegerichtungen. Ergebnisse von Biegebruchversuchen von MESSERER (1880) wurden zur Auswertung mit herangezogen. Die Mitteilung der Ergebnisse würde den Rahmen dieser Literaturschau sprengen. Es sei aber auf die bei der Biegung gleichzeitig auftretenden Druck- und Zugspannungen hingewiesen. Durch variationsstatistische Berechnungen wurden die Werte in Kollektiven zusammengestellt.

Es ließen sich folgende Druckspannungen ermitteln:

Kollektiv I 930 ± 55 kg/cm^2 (8,2 %),
Kollektiv II 1230 ± 170 kg/cm^2 (34,4 %),
Kollektiv III 1540 ± 160 kg/cm^2 (29,5 %),
Kollektiv IV 1825 ± 155 kg/cm^2 (15,6 %),
Kollektiv V 2110 ± 230 kg/cm^2 (12,3 %).

Bei den Zugspannungen konnten vier Kollektive gefunden werden:

Kollektiv I 975 ± 185 kg/cm^2 (6,7 %),
Kollektiv II 1210 ± 110 kg/cm^2 (18,6 %),
Kollektiv III 1540 ± 190 kg/cm^2 (40,6 %),
Kollektiv IV 1870 ± 240 kg/cm^2 (34,1 %).

Auffällig ist hierbei, daß die Maximalspannungen zu 41,7 % von den Druckspannungen und zu 58,3 % von den Zugspannungen gestellt werden. Bei Verwertung dieser Angaben muß man sich bewußt sein, daß diese Spannungen von Biegebruchversuchen ganzer Knochen stammen, also durch das Zusammenwirken von Kompakta und Spongiosa entstanden sind, und nicht mit der Druck- oder Zugfestigkeit isolierter Probekörper aus der Kompakta vergleichbar sind.

EVANS, F.G. und LEBOW, M. (9) untersuchten Knochenstäbchen aus mehreren Regionen des Femur und fanden eine Zugfestigkeit im proximalen Drittel von 792 kg/cm^2, im mittleren Drittel von 848 kg/cm^2 und im distalen Drittel von 825 kg/cm^2.

KÜNTSCHER, G. (31) berichtete im Rahmen einer Arbeit über das Callusproblem über mechanische Qualitäten des Callus. Er untersuchte den Callus einer drei Wochen alten Ellenbogenfraktur eines 26-jährigen Mannes und fand eine Druckfestigkeit von 80 kg/cm^2 und eine Zugfestigkeit von 11 kg/cm^2. Ähnliche Werte zeigte eine periostale Knochenauflagerung auf der Tibia eines dreijährigen Hundes nach Einführen eines rostenden Eisendrahtes in die Markhöhle.

KNESE, K.H. (27) fand an Hand seiner Untersuchungen und Berechnungen im Rahmen seiner Betrachtungen der Knochenstruktur als Verbundbau, daß

die Femurkompakte eines 70-jährigen Mannes Druckfestigkeitswerte von 1210 ± 100 kg/cm^2 aufwies. Die Spongiosa des Cond. tib. zeigte in Richtung des Schaftes eine Druckfestigkeit von 58,9 kg/cm^2, die aus dem vorderen Teil des Cond. fibul. in transversaler Richtung eine von 28,3 kg/cm^2 und ein dritter Spongiosawürfel aus dem hinteren Teil des letzten Condylus bei Belastung von hinten nach vorn eine Festigkeit von 99,1 kg/cm^2. Daraus schloß Knese, daß die Spongiosa als ein Material mit drei verschiedenen Elastizitätsachsen angesehen werden müßte. Den für diese Spongiosawürfel ermittelten Festigkeitswerten konnten in obiger Reihenfolge die Elastizitätsmodulwerte von 623, 518 und 1565 kg/cm^2 beigeordnet werden. - Die Untersuchungen der Spongiosa des Femurkopfes von demselben Individuum ergaben folgende Werte. Nach Teilung des Kopfes durch frontale Halbierung wurde eine Druckfestigkeit in der vorderen Kopfhälfte bei von ventral nach dorsal gerichteter Belastung von 116,5 kg/cm^2 und ein Elastizitätsmodul von 580 kg/cm^2 gefunden. Die Spongiosaprobe aus dem hinteren Kopfteil ergab bei Druckbelastung in Richtung des Femurhalses eine Festigkeit von 96,3 kg/cm^2 und einen Elastizitätsmodul von 887 kg/cm^2.

DECKART, H. (7) berichtete 1962 in seiner Arbeit "Vergleichende physikalische Festigkeitsuntersuchungen an normalen und konservierten menschlichen Knochen" über Festigkeits- und Elastizitätswerte der Femurkompakta und Wirbelsäulenspongiosa des Menschen.

Er unterzog die Femurkompakta in Form bestimmter Probekörper einer Prüfung auf Zug- und Biegebelastung und die Wirbelsäulenspongiosa in Würfelform einer Druckbelastung. Beide Knochenformen gelangten in frischem, im Zustand nach 10-minütigem Kochen, in gefriergetrocknetem trockenen und rehydratisierten Zustand zur Untersuchung.
Er fand eine Zugfestigkeit der Femurkompakta von 900 ± 204 kp/cm^2 und einen Elastizitätsmodul bei Zugbelastung von 1776 ± 150 kp/cm^2. Bei Biegung ergab sich eine Festigkeit von 1999 ± 165 kp/cm^2 und ein Elastizitätsmodul von 601 ± 156 kp/cm^2.
Würfel aus Wirbelsäulenspongiosa wiesen eine Druckfestigkeit von durchschnittlich 11,44 ± 8,21 kg/cm^2 quer zur Faser und 20,27 ± 4,83 kp/cm^2 längs zur

Faser auf. Die Variationsbreite betrug 2,6 bis 41,6 kg/cm^2. Zwischen nativen, gekochten und gefriergetrocknet-rehydratisierten Spänen ließen sich keine bedeutenden Festigkeitsunterschiede im Zug- und Biegeversuch ermitteln. Nichtfeuchte gefriergetrocknete Späne zeigten höhere Elastizitäts- und Festigkeitswerte.

Für die Fragestellung dieser Arbeit ist die Prüfung der mechanischen Wertigkeit der Spongiosa von entscheidender Bedeutung, darum fasse ich hier noch einmal tabellarisch zusammen, welche Untersuchungen darüber vorliegen. Unseres Erachtens wurde bisher nur die Wirbel- und Femurspongiosa auf Druck untersucht. (Siehe Seite 35).

Für MAATZ, 1960 (37) ergab sich im Rahmen der Entwicklung des präparierten Tierspanes, der als "Kieler Span" bekannt wurde, die Notwendigkeit, den durch die Präparation bedingten Festigkeitsverlust zu kontrollieren.

Für die Bestimmung der mechanischen Wertigkeit scheidet die Untersuchung auf Druck oder Zug aus, da sie relativ große Untersuchungskörper erfordert. Hierdurch wäre zwar eine grobe Orientierung gegeben, aber kein Einblick in die Feinstruktur der Druck- oder Zugfestigkeit möglich. Die entnommenen Proben müssen also zwangsläufig kleinkalibrig sein, wodurch aber die Exaktheit obiger Untersuchungsarten in Frage gestellt würde, da eine geeignete Einspannmöglichkeit der kleinen Fragmente für den Druck- oder Zugversuch fehlt.

MAATZ bestimmte deshalb die Scherfestigkeit. Bei der Scherung ist ein relativ kleiner Probekörper in Form eines Zylinders in beliebig bestimmbarer Querschnittshöhe untersuchungsfähig. Die Scherfestigkeit eines Spongiosagebietes kann deshalb an engbenachbarten Stellen ermittelt werden. Auf diesem Wege ließ sich vielleicht beim doppelten Durchschneiden eines Spongiosazylinders ein Einblick in seine mechanische Wertigkeit gewinnen.

Der Autor war sich dabei über die Tatsache im Klaren, daß die Technik heute dem Scherwiderstand von Materialien im Vergleich zu Druck- und Zugwiderstand nur eine äußerst geringe Bedeutung beimißt. Die Eigenart des zu untersuchenden Materials, der Spongiosa, zwang aber zu diesem Weg.

Wirbelkörper

Autor	Elastizitätsgrenze bzw. E in kg/cm²	Festigkeit in kg/cm² Kind	Erwachs.	Greis	Bemerkungen
Lange, Ch. (1902)		30	-- 56 32-36		Da die Presse nur eine Höchstbelastung von 250 kg pro Wirbelkörper zuließ, konnte nur von 18 Wirbeln die Festigkeit ermittelt werden, 34 Wirbel widerstanden der Belastung. Daher liegen diese Werte niedriger als die folgenden.
				11+	
				15+	
	El. grenze 5-30			28+	
Göcke, (1925)		40			alle Werte wurden unter Annahme einer Druckfläche von 6 cm² errechnet, da der Autor nur die Gesamtbruchbelastung angibt.
			125		
				60	
	150+		175+		
Göcke, (1928)	42,5+		45+		1 Würfel 20 x 20 x 20 mm aus 2. LWK.
			57-70		10 Untersuchungen
			20-30		Kachektiker
Deckart (1962)			11,44 ± 8,21		Untersuchung) quer zur Faser
			20,27 ± 4,83		in Würfelform) längs zur Faser
Oberschenkelknochen					
Göcke (1928)		62,8+			in Würfelform 17 x 15 x 18 mm
Knese (1958)	E 580+		116,5+		1 Würfel aus Femurkopf vord. Teil
	E 887+		96,3+		1 Würfel aus Femurkopf hint. Teil
	E 623+		58,9+		1 Würfel aus Cond. tib.
	E 518+		28,3+		1 Würfel aus Cond. fibul. vord. Teil
	E 1565+		99,1+		1 Würfel aus Cond. fibul. hint. Teil
					+ = Einzelmessung

Vorversuche hatten ergeben, daß nicht die einwirkende Kraft allein für die Durchtrennung des spongiösen Spanes sondern auch die Dauer der Krafteinwirkung von großer Bedeutung sind. So war bei annähernd gleichem Spanmaterial bei kurzer Einwirkung der Belastung eine weit höhere Kraft bis zum Bruch erforderlich als bei einer geringen Kraft, welche aber längere Zeit einwirkte. Da es sich bei dem gesamten Vorhaben nur um Vergleichsversuche handeln konnte, ließ Verfasser darum eine pro Zeiteinheit gleichmäßig zunehmende Belastung einwirken und registrierte den Vorgang des Durchschneidens, also die Antwort der geprüften Späne auf immer die gleiche Belastungszunahme.

Der Scherwiderstand des Knochens wurde von anderer Seite bisher nicht geprüft, weder der der Kortikalis noch der der Spongiosa.

Um einen Überblick zu bekommen, wo etwa die Werte des Scherwiderstandes vom Knochen einzuordnen sind, untersuchte Verfasser die Kortikalis auf Druck, Zug und Scherung und fand eine Druckfestigkeit von 1202 kg/cm^2, eine Zugfestigkeit von 850 kg/cm^2 und eine Scherfestigkeit von 800 kg/cm^2 +).

Die eiweißarme Kalbsspongiosa wies im feuchten Zustand eine Scherfestigkeit von 19,2 kg/cm^2, in trockenem Zustand eine von 28,5 kg/cm^2 auf. Die Spongiosa des Hüftkopfes einer 47jährigen, weiblichen Probandin hatte eine Scherfestigkeit von 49 kg/cm^2, die einer 63jährigen eine Festigkeit von 45,9 kg/cm^2. Die Spongiosa des Humeruskopfes einer 26jährigen Probandin wies eine Scherfestigkeit von 13,0 kg/cm^2, die einer 65jährigen eine von 10,0 kg/cm^2 auf.

+) An dieser Stelle sei Herrn Dipl.-Ing. Dannenberg von der Bundesanstalt für Materialprüfung, Berlin-Dahlem für seine fördernde Beratung und praktische Hilfe gedankt.

IV. Eigene Versuche

1) Versuchsanordnung

a) Mit der von MAATZ (37) konstruierten Schere ist es möglich, einen Knochenzylinder von 5 mm Durchmesser und einer Mindestlänge von 15 mm gleichzeitig zweiflächig im Abstand von 5 mm abzuscheren. Sie besteht im Prinzip aus drei parallel liegenden Stahlplatten, durch die ein Loch von 5 mm Durchmesser gebohrt ist. Durch Parallelbewegung der mittleren Platte zu den beiden äußeren, fixierten Platten wird ein in der Bohrung befindlicher Knochenzylinder zweiflächig abgeschoren. Die für die Scherung erforderliche Kraft wird durch das Gewicht einer konstant zunehmenden Wassermenge (bei Zimmertemperatur) gewonnen, die aus einer Mariotte'schen Flasche mittels eines Schlauches in ein Auffanggefäß fließt, das frei an einem zehn Zentimeter langen Hebelarm hängt und mit der mittleren Stahlplatte durch ein Gelenk verbunden ist. Die Mariotte'sche Flasche dient dazu, die Geschwindigkeit der aus einer Öffnung am Boden der Flasche ausfließenden Flüssigkeit vom Stande der Flüssigkeit in der Flasche unabhängig zu machen, wodurch ein konstanter Flüssigkeitsabfluß und in unserem Falle eine gleichbleibende Kraftzunahme gewährleistet ist.

Da die Verformung des Knochenzylinders unter konstant zunehmender Belastung einen Einblick in die Wertigkeit des Knochens erlaubt, wird durch einen dreißig Zentimeter langen (dreißigfach vergrößernden) Hebelarm, die Zylinderverformung mittels eines Kymographions in Form einer Kurve aufgezeichnet.

Da Kraftzunahme sowie Drehgeschwindigkeit des Kymographions konstant und pro Zeiteinheit beliebig wählbar sind, stellt die Kurve der Zylinderverformung eine Spannungsdehnungskurve dar. Konstanter Wasserzulauf von 10 ml/sec bewirkt über den 10 cm langen Hebelarm eine konstante Kraftzunahme von 100 g / sec. Die Laufgeschwindigkeit des Kymographions beträgt wahlweise 30 mm bzw. 15 mm / min, was eine Kraftzunahme von 200 g bzw. 400 g / mm Abszisse bedeutet. Ein Kurvenpunkt, der z.B. einen

Abszissenwert von 40 mm aufweist, gibt somit durch seine Ordinatengröße die Zylinderverformung unter der Lasteinwirkung von 8000 bzw. 16000 g wieder.

Da die Verformung des Knochenzylinders durch einen 30cm langen Hebelarm geschrieben wird, erhält man die Verformungsgröße aus der Ordinatengröße eines betreffenden Kurvenpunktes nach Division mit der Zahl 30 in mm. Ein Kurvenpunkt, der z.B. einen Ordinatenwert von 12 mm hat, gibt an, daß der Knochenzylinder unter der in diesem Punkt herrschenden Krafteinwirkung eine Verformung von 12 : 30 = 0,4 mm aufweist.

Als Verformung wurde eine Änderung des Zylinderquerschnittes während der Scherung bezeichnet. Durch zunehmende Krafteinwirkung vor der Scherung erleidet der Zylinder eine meßbare Verformung, die abhängig ist von der Festigkeit, vom Feuchtigkeitsgehalt und vor allem von der Richtung der Krafteinwirkung auf die in der Scherungsebene liegenden Spongiosabälkchen sowie von deren Stärke, Dichte und Länge. Daß Stärke und Dichte der Bälkchen einen bedeutenden Einfluß auf die Verformungsmöglichkeit besitzen, ist einleuchtend, da diese beiden Qualitäten zugleich auf die Scherfestigkeit einen großen Einfluß nehmen. Von gleich großer Bedeutung für das Verformungsverhalten ist aber die Kraftrichtung auf die Bälkchen. Liegt diese z.B. parallel zum überwiegenden Teil der Bälkchen, so wird eine größere Verformung resultieren als bei senkrechter Kraftrichtung auf die Bälkchen. Hieraus ist erklärlich, daß ein und derselbe Zylinderquerschnitt ein unterschiedliches Verformungsverhalten aufweisen kann bei Änderung der Kraftrichtung. Es sei an die alte Erfahrungstatsache erinnert, daß das Spalten eines Holzstammes bei zur Faserrichtung paralleler Keilrichtung eine um ein Vielfaches geringere Kraft benötigt, als bei zur Faserrichtung senkrechter Keilrichtung. Dieser Vergleich ist natürlich nur bedingt anschaulich, weil die Spongiosa an keiner Stelle eine so ideale Längsanordnung ihrer Bälkchen aufweist wie der Baumstamm in seiner Längsrichtung.

Die durch die Schere meßbar erzielte Krafteinwirkung in kg erlaubt die Errechnung einer herrschenden Scherspannung τ_s in kg/cm^2. Durch Multi-

plikation der Kraft P in kg mit dem Faktor M = 2,546 erhalten wir die Scherspannung τ_s in kg/cm^2, wie die nachstehende Formelableitung für die Scherspannung aus der allgemeinen Spannungsformel zeigt.

Die Ableitung der Formel für die Scherspannung ergibt sich aus der allgemeinen Spannungsformel.

$$\tau_s = \frac{P}{F}$$

P = benötigte Kraft in kg,

F = Scherfläche, auf die die Kraft einwirkt. Hier handelt es sich um 2 Kreisflächen, also $2 \cdot \pi r^2$.

$$= \frac{P}{2 \cdot \pi \cdot r^2} \qquad \text{oder } r = \frac{d}{2}$$

$$= \frac{P}{2 \pi \frac{d^2}{4}}$$

$$\boxed{\tau_s = \frac{2P}{\pi \cdot d^2}} \ \frac{kg}{cm^2}$$

Da der Durchmesser der Knochenzylinder immer 5 mm beträgt, stellt der Ausdruck $\frac{2}{\pi \cdot d^2}$ einen Faktor dar, den wir mit M bezeichnen.

$$M = \frac{2}{3,14 \cdot 0,25}$$

$$M = 2,546$$

$$\boxed{\tau_s = 2,546 \cdot P} \ kg/cm^2$$

Wir erhalten also die Scherspannung, wenn wir die aus der Spannungsdehnungskurve abzulesende Kraft P mit dem Faktor M = 2,546 multiplizieren.

Die so errechnete Scherspannung stellt einen Mittelwert dar, der aus der Kraft P für die Scherung von 2 Kreisflächen im Abstand von 5 mm errechnet wurde. Diese Tatsache ist insofern von Bedeutung, weil wir später noch feststellen werden, daß die Spongiosa von mm^3 zu mm^3 ihre mechanische Wertigkeit ändert.

Wie zu ersehen ist, gestattet die Schere ohne großen technischen Aufwand, Scherwiderstände zu messen, und zwar bis zu einer Scherspannung τ_s von ca 180 kg/cm^2 oder 1800 g/mm^2 und die Verformung des Knochenzylinders bis zum völligen Durchschneiden zu bestimmen.

b) Gewinnung und Zustand der Spongiosazylinder

Nach Exartikulierung des Knochens und Entfernung von seinen Weichteilen wie Muskeln, Sehnen, Bändern und Faszien wurden die Spongiosaproben mittels einer Rohrstanze durch bohrende Bewegungen in Form von Spongiosazylindern von 5 mm Durchmesser den betreffenden Knochenabschnitten entnommen. Dabei wurde sehr darauf geachtet, immer die entsprechenden Bohrstellen der gleichen Knochenabschnitte zu treffen (s. Skizze der Entnahmestellen), was technisch nicht immer trotz größtmöglicher Genauigkeit durchführbar war. Der Knochen wurde zur Fixierung in einen Schraubstock gespannt.

Die Rohrstanze ist ein etwa 30 cm langes Stahlrohr mit einer lichten Weite von 5 mm Durchmesser. Das eine Ende ist durch gefeilte Sägezähne geschärft, das andere mit einem Handgriff versehen. Dazu gehört ein Mandrin, um die gebohrten Zylinder aus der Rohrstanze herausdrücken zu können.

Da der spongiöse Knochen an den einzelnen Knochenstellen unterschiedlich ausgedehnt ist, wiesen die Spongiosazylinder unterschiedliche Längen von 10 - 60 mm, an den Kondylen des Femur mitunter bis zu 100 mm und mehr auf. Die Konstruktion der Schere erforderte eine Mindestlänge von 15 mm, die nur selten nicht erreicht wurde. Im Durchschnitt hatten die Zylinder eine Länge von 30 - 40 mm.

Da orientierende Vorversuche gezeigt hatten, daß der Scherwiderstand bei dem komplizierten Aufbau der Spongiosa desselben Individuums und Knochenabschnittes auf engstem Raum sehr unterschiedlich war und sich von Querschnitt zu Querschnitt änderte, wurden die Scherflächen immer in gleicher Höhe des Zylinders gelegt, d.h. immer in gleicher Tiefe unter der Knochenoberfläche beim Leichenknochen bzw. bei der Knochenscheibe vom Rind geführt. Der Anfang des Zylinders war durch die knorpelige Gelenkfläche bzw. durch Markierung einwandfrei erkennbar.

Die Farbe der Zylinder war abhängig vom hämopoetischen Zustand des Knochenmarkes gelb bis rot. Mitunter wurden beide Aktivitätszustände eng benachbart gefunden, was dem Zylinder ein gelb-rot geschecktes Aussehen verlieh. Ein Zusammenhang zwischen Farbe und Scherfestigkeit war nicht zu übersehen. Wenn auch ein rötlicher Zylinder mitunter eine relativ hohe Scherfestigkeit aufweisen konnte, so war er doch in der Regel ein "weicher" Zylinder. Spongiosa von hoher Festigkeit war immer gelb.

Die Spongiosazylinder wurden bis zur Untersuchung in physiologischer Kochsalzlösung bis zu 24 Stunden aufbewahrt und anschließend naß untersucht. Eine Fixierung oder Mazeration wurde nicht vorgenommen. Einige Zylinder aus Rinderspongiosa wurden vorher mit 20%iger Wasserstoffsuperoxydlösung mazeriert und in trockenem oder nassem Zustand untersucht.

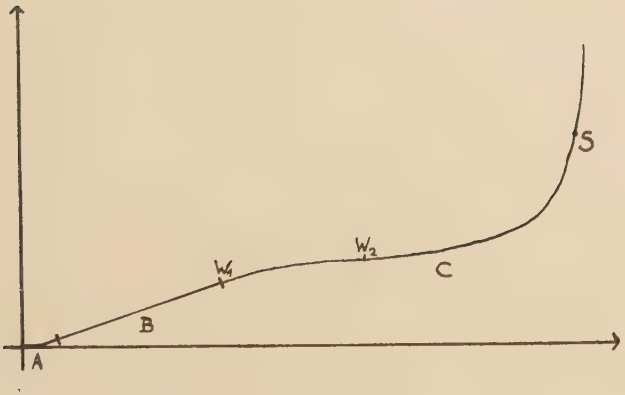
Bei der bis zu 24 Stunden dauernden Lagerung geschah es mitunter, daß Zylinder an ihrem Ende, also an der am weitesten von der Knochenoberfläche entfernten Stelle aufquollen, so daß die schlüssige Einführung in das Scherloch z.T. nicht möglich war. Diese konische Größenzunahme des Zylinderendes kann vielleicht durch Wasseraufnahme in das in den Spongiosamaschen lagernde Weichgewebe oder durch Aufquellung der unter Druck stehenden Spongiosabälkchen selbst zustandegekommen sein. Da es sich in solchen Fällen immer um längere Zylinder handelte, beeinflußte die Vergrößerung die Schermöglichkeit nicht. Nach Abtrennung des aufgequollenen Endes konnte der Zylinder immer einwandfrei eingeführt werden.

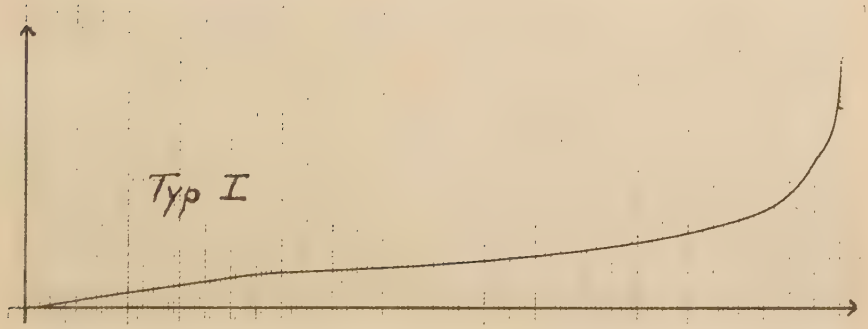
c) Kurvenbeschreibung und Kurventypen

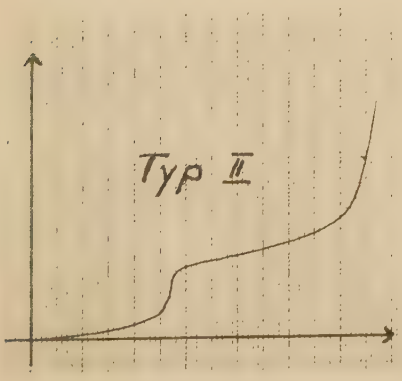
Am Anfang eines Scherdiagrammes findet sich immer ein sehr kleiner Bereich, der die Bewegung der Schere bis zum festen Anliegen der Schneiden am Spongiosabolzen wiedergibt. Dieser Teil A genannte Abschnitt ist uninteressant.

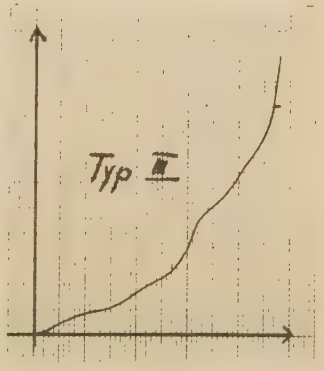
Ihm schließt sich unmittelbar eine lineare Strecke an, die besagt, daß die Dehnung der Spannung proportional ist. Dieser lineare Kurvenabschnitt ist unterschiedlich lang, im Verhältnis zur Gesamtlänge der Kurve nie größer als die Hälfte und besitzt eine bestimmte Steigung. Er erlaubt den ersten großen Einblick in die mechanische Wertigkeit des Spongiosabolzens, denn dieser Teil B genannte Kurvenabschnitt zeigt die elastische Verformbarkeit an. Geradlinigkeit besagt Elastizität, die Länge der geraden Strecke ihre Größe und die Steigung die zu erwartende Festigkeit der Spongiosa.

Im Anschluß hieran zeigt die Kurve in ihrem Endteil zwei Wendepunkte und durch den Scherpunkt die Festigkeit des Spongiosabolzens. Nach dem ersten Wendepunkt wird sie flacher und kurz danach durch den zweiten wieder steiler und zwar bis zur Scherung zunehmend steiler. Die Dehnung ist der Spannung hier in keinem Punkt mehr proportional, sondern sie ist ständig größer als die Spannungszunahme. Dieser Teil C genannte Kurvenabschnitt gibt die plastische Verformbarkeit wieder, die im Scherpunkt ihr Ende findet, wo die Kurve fast senkrecht verläuft. In diesem Kurvenabschnitt ist vor allem der Scherpunkt interessant, der die im Augenblick der Scherung herrschende Scherspannung und damit die Scherfestigkeit der Spongiosa zu errechnen erlaubt. Als Scherpunkt wurde derjenige Kurvenpunkt des Diagrammes angesprochen, in dem eine durch diesen Punkt gelegte Tangente eine Steigung von 7 : 1 aufweist, was einem Winkel von etwa 80^{o} zwischen dieser gedachten Tangente und der Abszisse entspricht. Dadurch wurde ein einwandfrei definierter Punkt allen Scherdiagrammen bei den Auswertungsberechnungen zu Grunde gelegt.


S
W2
W1
C
B
A


Typ I


Typ II


Typ III

Der Kurventyp I wurde überwiegend gefunden. Mitunter war im Endteil (Teil C) eine sog. Stufe zu finden (Kurventyp II), die wahrscheinlich durch das erste "Zusammenbrechen" einiger sehr schwacher Spongiosabälkchen zu erklären ist. Teilweise war diese Stufe nur angedeutet, teilweise stark ausgeprägt. Ihr Vorhandensein sagte voraus, daß mit keiner großen Scherfestigkeit zu rechnen ist.

Bei einem kleinen Teil von Spongiosaproben wurden geringe Scherfestigkeiten ermittelt. Die Scherdiagramme dieser Scherungen zeigten einen Kurvenverlauf, der sich von den bisherigen beiden Typen unterscheidet. Dieser III. Kurventyp war durch einen mehrwelligen, von Anfang an der Scherung zustrebenden Verlauf gekennzeichnet. Suchen wir hier die lineare Strecke (Abschnitt B des Typ I), so finden wir diese nur kurz bei kleinen Scherspannungen angedeutet. Der stetige Kurvenanstieg verrät hier eine große "Plastizität" in bezug auf den ganzen Zylinder, die alsbald mit dem Bruch endet. Diese sog. Plastizität ist de facto durch das Brechen einzelner Bälkchen oder ihr enges Aneinanderlegen bedingt und hat somit mit der Plastizität eines Stoffes im klassischen Sinne nichts zu tun.

Im Anschluß hieran soll der Versuch eines Vergleiches zwischen dem klassischen Spannungsdehnungsschaubild der Physik und den Scherdiagrammen folgen.

Vorweg sei auf einen formellen Unterschied aufmerksam gemacht. Bei den Scherdiagrammen der vorliegenden Arbeit ist die Spannungszunahme auf der Waagerechten (Abszisse) und die resultierende Dehnung auf der Senkrechten (Ordinate) aufgetragen, im Gegensatz zu den gewohnten Diagrammen der Festigkeitslehre, wo die Verhältnisse umgekehrt dargestellt werden. Die vergleichende Gegenüberstellung erfordert also eine Umzeichnung der klassischen Kurve durch Wendung um 180° um die Ordinatenachse und anschließende Drehung des Diagrammes um 90° im Uhrzeigersinn in der Papierebene.

Beide Diagramme weisen eine lineare Strecke auf, in der die Dehnung der Spannung proportional ist (Strecke der elastischen Verformung). Im Anschluß

finden wir im klassischen Diagramm eine größere Dehnung im Sinne einer plastischen Verformung, in den Scherdiagrammen im Sinne einer Verfestigung durch Zusammenpressen der Spongiosabälkchen eine geringere Dehnung als es der Spannungszunahme entspricht.

Während sich das klassische Diagramm im Anschluß hieran durch eine Fließstrecke auszeichnet, die in einem Punkt (E) zum Bruch führt, finden wir im Scherdiagramm keine analoge Strecke hierzu. Die Kurve strebt kontinuierlich unter allmählich größer werdender Dehnung als es der Spannungszunahme entspricht der Scherung zu. Eine genauere Deutung im Vergleich zum klassischen Diagramm ist nicht möglich. Beide Kurven geben gemeinsam durch die Bruchgrenze die Spannungsgröße an, die zur Gegenstandstrennung geführt hat. Zusammenfassend kann gesagt werden, daß in den Scherdiagrammen sich zwei wichtige Charakteristika der klassischen Diagramme wiederfinden lassen, nämlich die elastische Verformung und die Bruchspannungsgröße.

2) Versuche an Leichenknochen

a) Meine Aufgabe lautete zu prüfen, ob es einen Weg gibt, in vivo die mechanische Wertigkeit des Skelettknochens zu ermitteln. Hierfür bot sich die Spongiosa an, da sie in größeren Mengen am Skelett zur Verfügung steht und leichter als die Corticalis zu gewinnen ist, was für den Patienten nicht unbedeutend ist. Wegen der Unzulänglichkeit der Bestimmung von Druck- und Zugfestigkeit für Spongiosa wurde die Ermittlung der mechanischen Wertigkeit durch Untersuchung der Scherfestigkeit vorgenommen.

Um vorerst einen Überblick über die Größenordnung der Scherfestigkeit des Skeletts zu erhalten, wurden Spongiosaproben von den verschiedensten Stellen des Skeletts untersucht.

Die Auswahl der verschiedenen Knochenabschnitte war von der Überlegung bestimmt, einerseits möglichst die spongiosareichen Gebiete zu erfassen, andererseits im Hinblick auf eine evtl. spätere klinische Verwendungsmöglichkeit Knochenstellen zu ermitteln, die ohne Belastung für den Patienten

mit geringem technischen Aufwand erreichbar waren und einen für das ganze Skelett gültigen Aussagewert besaßen. Deshalb wurden die gelenknahen Knochenabschnitte wie Humerus- und Femurkopf sowie Femurkondylen gewählt und leicht zugängliche Knochenstellen wie Spina ilica ventralis und die Patella in die Untersuchungsreihen aufgenommen.

Da Vorversuche gezeigt hatten, daß die Spongiosa eines Knochenabschnittes in bezug auf ihre mechanische Wertigkeit sehr große Unterschiede aufweisen konnte, wurden zum Teil mehrere Spongiosaproben von den einzelnen Knochenabschnitten untersucht. So wurden Spongiosazylinder von Humeruskopf, Spina ilica ventralis, Femurkopf, Femurkondylen und Patella jeweils rechts und links einer Scherfestigkeitsmessung unterzogen.

Die Entnahmestellen der Spongiosazylinder wurden über das Skelett wie folgt verteilt:

aus dem Humeruskopf	je 3 re (Zyl. 1-3) und li (Zyl. 4-6)
aus der Spina il. ventr.	je 2 re (Zyl. 7-8) und li (Zyl. 9-10)
aus dem Femurkopf	je 3 re (Zyl. 11, 15, 16) und li (Zyl. 13, 17, 18)
aus den Femurkondylen	je 1 re (Zyl. 19-20) und li (Zyl. 21-22)
aus der Patella	je 1 re (Zyl. 23) und li (Zyl. 24)

Insgesamt wurden 22 Spongiosabolzen einem Skelett entnommen. Die Bohrungen 12 und 14 fehlen in obiger Aufstellung. Sie waren für Entnahmestellen an den Schenkelhälsen vorgesehen, die aber wegen des Weichteil-Fasergewebes am Schenkelhals nicht durchgeführt werden konnten, da die relative Unschärfe der Rohrstanzen die Bohrungen nicht einwandfrei ermöglichte.

Durch symmetrische Anordnung der Entnahmestellen 1 - 24 ergaben sich korrespondierende Bohrstellen, wodurch folgende Spongiosaproben seitenvergleichbar wurden:

Zyl. 1 und 4 2 und 5 3 und 6
7 und 9 8 und 10
11 und 13 15 und 17 16 und 18
19 und 22 20 und 21
23 und 24

Die Spongiosazylinder 1 - 6 der beiden Humerusköpfe hatten folgende topografische Lage: im rechten und linken Humeruskopf lagen die Zylinder 1 und 4 senkrecht zum Collum anatomicum, auf dem Scheitel der Gelenkkopfhälfte beginnend, nach lateral-caudal gerichtet, die Zylinder 2 und 5 parallel zur Schaftachse am höchsten Punkt des Gelenkkopfes beginnend nach caudal gerichtet, die Zylinder 3 und 6 senkrecht zur Schaftachse von medial nach lateral gerichtet. Alle drei Bohrlöcher lagen in der den Humeruskopf halbierenden Frontalebene und trafen sich in der Tiefe des Kopfes in Höhe des Collum anatomicum. Seitenvergleichbar wurden dadurch: jeweils die Zylinder 1 und 4, 2 und 5, 3 und 6.

Aus der Crista ilica wurden beidseitig je zwei Spongiosazylinder etwas cranial von der Spina ilica ventralis gewonnen. Die der rechten Seite entstammenden Zylinder erhielten die Ziffern 7 und 8, die der linken die Ziffern 9 und 10. Seitenvergleichbar wurden somit: das vordere Zylinderpaar 7 und 9 und das hintere 8 und 10. Die Rohrstanze wurde dabei auf der rauhen, von Weichteilen befreiten Crista aufgesetzt und zwischen beide Corticalisblätter nach dorsal-caudal gerichtet. Die Länge der Zylinder war bestimmt von der Mächtigkeit der Beckenschaufeln. Bei gracilem Becken war der Abstand der Corticalisflächen der Schaufelinnen- und -außenseiten nach etwa 20 mm Bohrtiefe weniger als 5 mm stark, so daß beidseitig die corticale Begrenzung angeschnitten wurde, die aber die Scherung nicht beeinflußte, da die Scherflächen flacher lagen.

Die Femurkopfspongiosa wurde beidseitig an je drei Zylindern untersucht, die folgende Lage hatten. Zylinder 11 (rechts) bzw. 13 (links) wurde bei sagittaler Bohrrichtung von ventral nach dorsal auf dem vorderen Scheitel des Femurkopfes beginnend gebohrt. Zylinder 15 (rechts) bzw. 17 (links) wurde durch zur Schaftachse parallele Bohrrichtung am oberen Scheitel beginnend gewonnen. Zylinder 16 (rechts) bzw. 18 (links) wurde durch zur Schaftachse senkrechte Bohrrichtung von medial nach lateral erbohrt. Alle 3 Bohrungen trafen sich im Zentrum des Femurkopfes. Seitenvergleichbar sind wieder 11 und 13, 15 und 17, 16 und 18.

Aus den 4 Femurkondylen wurden je ein Zylinder entnommen durch zur Schaftachse parallele Bohrrichtung, beginnend jeweils am tiefsten Punkt der Condylen von caudal nach cranial. Die Zylinder wurden wie folgt bezeichnet: aus dem rechten Kondylus lateralis Zylinder 19, aus dem rechten medialis Zylinder 20, aus dem linken Kondylus medialis Zylinder 21 und aus dem linken lateralis Zylinder 22. Seitenvergleichbar sind demnach Zylinder 19 und 22 sowie 20 und 21.

Die Spongiosa beider Patellen wurde untersucht an je 1 Zylinder, der durch Bohrung von lateral nach medial in Höhe der breitesten Querschnittsebene der Patella gewonnen wurde. Zylinder 23 wurde der rechten, Zylinder 24 der linken Patella entnommen. Bohrungen durch die Patella waren wegen ihrer Unhandlichkeit und schlechten Fixierbarkeit technisch am schwierigsten.

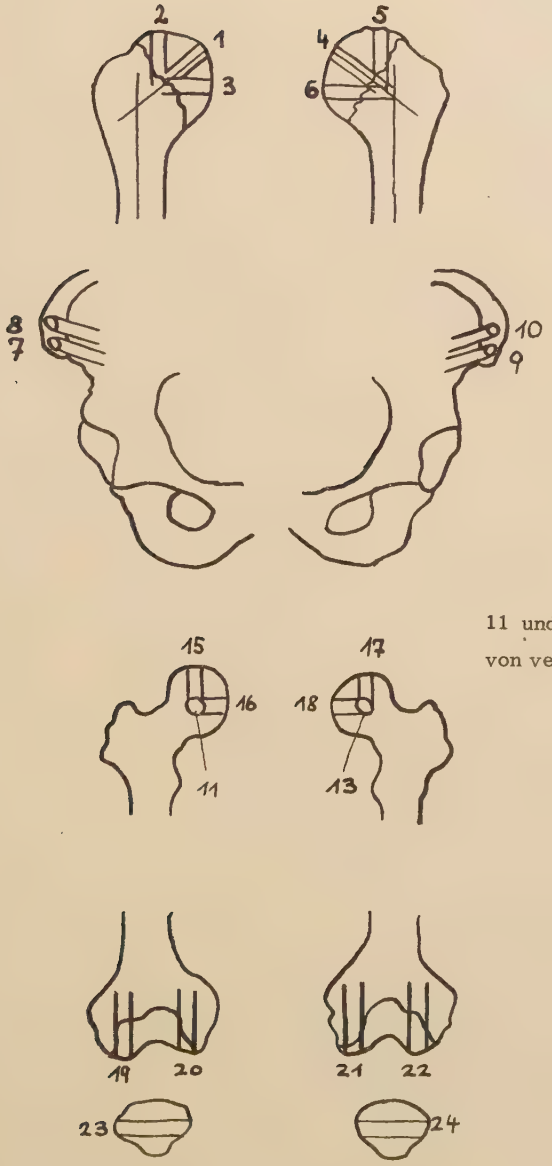
Anzahl der Skelette und Messungen

Es wurden von 16 Skeletten oder Skeletteilen insgesamt 286 Knochenzylinder gewonnen, die von

8	Skeletten	mit je 22	Zylindern	= 176	Zylinder,
1	"	mit je 21	"	= 21	"
3	"	mit je 18	"	= 54	"
1	"	mit 15	"	= 15	"
1	"	mit 10	"	= 10	"
2	re Femurknochen	mit je 5	"	= 10	"

286 entstammen.

Abb. 5



11 und 13
von ventral gebohrt

Tabelle 1 Ergebnisse der Scherfestigkeit in kg/cm^2

Skelett	Geschl.	Tiefst-	Mittel-	Höchst-	Sekt.-Nr.	Alter Jh.	Diagnose
			werte				
1	männl.	10,7	31,9	46,9	656	52	Bronchial-Carcinom Zust. n. Strahlentherapie
2	männl.	12,2	28,0	49,4	662	71	Pancoast-TU, Kachexie Zust. n. Rö-Bestrahlung
3	weibl.	17,9	37,6	46,9	670	35	Collum-Carcinom, Rez. n. Wertheim'scher Op.
4	männl.	17,9	40,8	66,7	679	65	Nephro- und Coronarsklerose Apoplexia.
5	männl.	31,6	36,1	40,3	683	66	Bronchial-Carcinom, Kachexie
6	weibl.	11,7	27,2	44,8	685	54	Komb. Herzvitium, maligne Herzhypertrophie.
7	männl.	10,2	39,4	68,7	687	66	Bronchial-Carcinom, Hirn- und NN-Metastasen
8	weibl.	7,6	42,7	65,6	707	40	Duodenal-Carcinom mit großen Lebermetastasen
9	weibl.	18,9	46,3	66,2	732	54	Apoplexie cerebri
10	männl.	14,8	56,6	96,2	735	63	Glioblasthoma malign. bzw. apoplectiucum
11	männl.	16,3	53,3	90,0	737	60	Maligne Herzmuskelhypertrophie, Herzinfarkt.
12	weibl.	20,4	47,5	92,6	748	54	Mesenterialvenenthrombose Peritonitis.
13	weibl.	17,3	35,1	57,0	753	19	Spast. Tetraplegie seit Kindheit
14	männl.	13,4	29,4	60,6	761	75	Chron. Lungenemphysem Bronchiektasen
15	männl.	8,2	56,8	106,8	768	43	Herzmuskelhypertrophie Thromb. d. A. ilic. int.
16	männl.	9,7	32,4	54,9	771	50	diff. Pancreas-Carc. Thromb. d. Aa. femor.
∅		14,9	40,0	65,8	Die mittlere Scherfestigkeit von 16 menschlichen Skeletten betrug ca. 40 ± 25 kg/cm^2.		

Tabelle 2 Übersicht über die Mittelwerte der Spongiosa-zylinder 1 - 24 in Scherfestigkeit und Verformung

Scherfestigkeit in kg/cm^2				Mittlere Verformung
Zyl.	T	M .	H	in mm
1	29,1	47,1	78,4	1,54
2	14,8	30,3	65,6	1,43
3	7,6	30,7	41,8	1,27
4	20,9	45,4	69,2	1,67
5	14,8	27,5	54,4	1,39
6	13,7	33,4	44,4	1,23
7	13,7	32,2	86,0	1,37
8	10,2	26,5	72,2	1,38
9	18,9	32,1	67,2	1,71
10	8,2	27,3	61,1	1,39
11	19,3	47,2	88,0	1,40
12	"	"	"	"
13	20,9	42,9	70,2	1,47
14	"	"	"	"
15	16,8	56,7	106,9	1,37
16	12,2	34,2	64,6	1,32
17	28,0	60,0	98,8	1,68
18	11,7	31,0	43,4	1,33
19	25,5	52,1	80,9	1,58
20	26,0	49,1	79,9	1,74
21	21,4	50,4	78,9	1,31
22	38,2	56,1	87,5	1,41
23	12,2	40,3	82,4	0,86
24	10,7	34,1	56,5	0,99
Sa	394,8	886,6	1578,3	30,84
	: 22	: 22	: 22	: 22
ø	17,9	40,3	71,7	1,40

c) Diskussion der Ergebnisse

Allgemeine Angaben zur Größe und Streubreite der Scherfestigkeit

Unter 286 Scherfestigkeitsuntersuchungen der menschlichen Spongiosa fanden wir die geringste Scherfestigkeit in einem Humeruskopf (Sk 8, Zyl. 3) von τ_s = 7,6 kg/cm^2 und die größte in einem Femurkopf (Sk 15, Zyl. 15) mit einem Wert von $\tau_s \geq$ 106,8 kg/cm^2. (Der genaue Wert konnte aus technischen Gründen nicht ermittelt werden).

Der arithmetische Mittelwert aller 286 Scherungen ergab eine mittlere Scherfestigkeit von τ_s = 40,6 kg/cm^2 (Tab. 1, Kolonne 12 ; 11 636 : 286 = 40,6 kg/cm^2).

Da jedem Skelett in der Regel 22 Spongiosaproben entnommen wurden, bot sich die Möglichkeit, einen Durchschnittswert für jedes Skelett zu errechnen (Tab. 1, Kolonne 4 : z.B. SK 13 ; 35,1 kg/cm^2). Bei gleichzeitiger Betrachtung der dazugehörigen Scherfestigkeits- Tiefst- und Höchstwerte eines Skelettes wurde die Streubreite der Scherfestigkeit in einem Skelett ermittelt. (Kolonne 3, 4, 5) (z.B. Sk 13: 17,3 - 35,1 - 57,0 kg/cm^2).

Die Scherfestigkeit der Spongiosa wurde also für jedes Skelett durch 3 Werte näher bezeichnet, nämlich durch einen Tiefst-, einen Durchschnitts- und einen Höchstwert, wobei dem Durchschnittswert vorrangige Bedeutung zukommt.

Bildet man aus allen Tiefstwerten, bzw. allen diesen Durchschnitts- und Höchstwerten aller untersuchten Skelette je einen Mittelwert, so erhält man einen mittleren Tiefst-, einen mittleren Durchschnitts- und einen mittleren Höchstwert. (Zahlenzeile 17: 14,9 - 40,0 - 65,8 kg/cm^2).

Damit wird ausgesagt, die mittlere Scherfestigkeit der Spongiosa von 286 Untersuchungen bewegt sich um 40,0 kg/cm^2 und schwankt im Mittel zwischen 14,9 und 65,8 kg/cm^2, während die absolute Streubreite, wie oben schon mitgeteilt, zwischen 7,6 und 106,8 kg/cm^2 liegt.

Hierdurch ist ein erster großer Einblick in die mechanische Wertigkeit

der Spongiosa möglich, der uns Kenntnis gibt über die Größenordnung und Streubreite.

Größe und Streubreite. Die Errechnung eines Durchschnittswertes für jedes Skelett erlaubt es, die durchschnittlichen Scherfestigkeiten verschiedener Skelette miteinander zu vergleichen.(S. Tab. 1, Kolonne 4). Eine solche Zusammenstellung zeigt uns, daß die durchschnittlichen Scherfestigkeitswerte für die einzelnen untersuchten Skelette zwischen 27,2 kg/cm^2 (Sk 6) und 56,8 kg/cm^2 (Sk 15) schwanken, was besagt, daß das menschliche Skelett - wie nicht anders zu erwarten - eine individuell unterschiedliche Scherfestigkeit aufweist.

Beziehungen zu Geschlecht, Alter und Erkrankung. Spongiosauntersuchungen an Skeletten verstorbener Erkrankter gebieten in bezug auf ihre Aussagefähigkeit über mögliche Beziehungen zu Geschlecht, Alter oder Erkrankung eine gewisse Vorsicht, da wegen des Grundleidens in Form einer Systemerkrankung oder durch lokale Spongiosaveränderungen (z. B. Malignommetastasen) die Scherfestigkeit verändert sein kann. Andererseits kann einseitige Bevorzugung eines Geschlechts oder Materials aus einer Altersgruppe die Aussage über Scherfestigkeitsänderungen bei bestimmten Erkrankungen fälschen.

Die Spongiosa von 10 männlichen Skeletten wies eine durchschnittliche Scherfestigkeit von 40,5 kg/cm^2 auf und die der 6 weiblichen Skelette eine von 39,4 kg/cm^2. Beide Werte sind gleichwertig und liegen deshalb sehr nahe dem allgemeinen Mittelwert von 40,0 kg/cm^2. Somit konnte eine Abhängigkeit der Scherfestigkeit vom Geschlecht nicht gefunden werden. Diese Feststellung ist schon unter Vorbehalt zu werten, da die Unabhängigkeit vom Geschlecht nur anerkannt werden kann, wenn für die Errechnung der männlichen und weiblichen Durchschnittswerte vergleichbare Unterlagen herangezogen werden. Die Anzahl und das Alter der untersuchten männlichen Skelette muß möglichst gleich den weiblichen sein und darf nicht einseitig bestimmte Altersgruppen vernachlässigen.

Wir wissen, daß sich die Festigkeit des Skeletts im Laufe des Lebens ändert, d.h., daß sie altersabhängig ist. Männliche Skelette gelangten mit einem Alter von 43 bis 75 Jahren, weibliche in einem Alter von 19 bis 54 Jahren zur Untersuchung.

Unsere Scherfestigkeitsuntersuchungen bestätigen etwa die Altersabhängigkeit. Hier zeigte sich aber besonders deutlich, daß die Erkrankung einen wesentlichen Einfluß auf die Skelettfestigkeit haben kann, wodurch der Nachweis der Altersabhängigkeit sehr erschwert werden kann. Das Skelett eines 43-jährigen Herz- und Kreislaufkranken wies die größte Scherfestigkeit auf mit einem Durchschnittswert von 56,8 kg/cm^2, das Skelett eines 75-jährigen Herz- und Kreislaufkranken eine von 29,4 kg/cm^2. Das Skelett einer 19-jährigen Spastikerin zeigte eine Scherfestigkeit von 35, 1 kg/cm^2, das einer 54-jährigen Gefäßkranken eine von 47,5 kg/cm^2. Man geht wohl nicht falsch in der Annahme, daß die Scherfestigkeit vom 5. Lebensjahrzehnt an deutlich abnimmt.

Bei der Untersuchung, wie weit die Erkrankung die Scherfestigkeit beeinflussen kann, fanden wir eine größere Abnahme der Scherfestigkeit bei Malignomerkrankungen, während Erkrankungen des Herz- und Kreislaufsystems keine auffällige Minderung der Scherfestigkeit zu haben schien. Alle mit Kachexie einhergehenden Carcinomerkrankungen (3 Bronchialcarcinome, 1 Pankreascarcinom und 1 Pancoast-Tumor) wiesen eine geringere Scherfestigkeit auf als vergleichsfähige Altersgruppen des gleichen Geschlechts.
Es ist wahrscheinlich, daß die durchschnittliche Scherfestigkeit noch etwas höher liegt als die eingangs angeführten Mittelwerte, da Spongiosa gesunder Individuen nicht zur Untersuchung gelangte.

Die Verteilung der Scherfestigkeit innerhalb des Skeletts. Bei der Untersuchung der einzelnen Skelette finden wir teilweise auffallend seitengleiche Scherfestigkeiten, teilweise seitenverschiedene Ergebnisse (beide Patellen von Leiche 10 weisen eine Scherfestigkeit von τ_s = 56,5 kg/cm^2 auf). Das gleichzeitige Vorkommen beider Qualitäten läßt zunächst vermuten, daß das Skelett in der Tat an der einen Stelle symmetrisch, an der anderen Stelle

unsymmetrisch gebaut ist. Das Vorkommen so auffallend seitengleicher Knochenstellen ermuntert aber zur Fragestellung, ob bei Vorliegen scheinbar seitenungleicher Scherfestigkeitsverhältnisse auch genau die korrespondierenden Knochenstellen erfaßt und untersucht wurden. Wir wissen nämlich, daß die Lokalisierung der korrespondierenden Knochenstellen technisch äußerst schwierig ist, auch wenn der Knochen aus dem Skelettverband herausgelöst ist und von Weichteilen befreit vorliegt. Aber nur allein der Vergleich der korrespondierenden Knochenstellen erlaubt uns die Aussage von Symmetrie oder Asymmetrie der mechanischen Wertigkeit der menschlichen Spongiosa, denn diese wechselt von mm^3 zu mm^3 ihre Wertigkeit, was durch Anzahl, Dicke und Richtung der Spongiosabälkchen bedingt ist und wegen der Vielseitigkeit in ihrer Funktionsrichtung erforderlich ist.

Die Ungenauigkeit des Erfassens paariger Knochenstellen läßt sich aber durch die Errechnung von Mittelwerten korrigieren. Die Gegenüberstellung seitenvergleichbarer Untersuchungsergebnisse zeigt in der Tat eine auffällige Symmetrie in der Scherfestigkeit der menschlichen Spongiosa. Siehe hierzu Tabelle 2, Kolonne 3. Die Mittelwerte der vergleichbaren Knochenstellen sind hier errechnet. Für den Humeruskopf finden sich nahezu gleich die Werte 47,1 und 45,4; 30,3 und 27,5; 30,7 und 33,4 kg/cm^2. Für die Spina ilica ventr. ist die Seitengleichheit noch auffälliger mit 32,2 zu 32,1 und 26,5 zu 27,3 kg/cm^2. Für den Femurkopf finden wir nahezu gleich die Werte 47,2 und 42,9; 56,7 und 60,0; 34,3 und 31,0 kg/cm^2. Errechnen wir aber nun aus den Mittelwerten der einzelnen Zylinder eines Knochenabschnittes einen einzigen Mittelwert und stellen ihn dem Mittelwert des andersseitigen Knochenabschnittes gegenüber, so erkennen wir eine Seitengleichheit, die einen Unterschied von weniger als 1 % für beide Humerusköpfe, beide Spinae und beide Femura aufweist. Allein für beide Patellen ergibt sich eine Rechts-Links-Ungleichheit von etwa ±8,4 %.

Aus der Kolonne 3 der Tabelle 2 seien die Werte herausgenommen und errechnet:

	Rechts	Links
Humeruskopf	47,1	45,4
	30,3	27,5
	30,7	33,4
	108,1 : 3 = 36,0	106,3 : 3 = 35,4
Spina ilica ventr.	32,2	32,1
	26,5	27,3
	58,7 : 2 = 29,3	59,4 : 2 = 29,7
Femur	47,2	42,9
	56,7	60,0
	34,2	31,0
	52,1	50,4
	49,1	56,1
	239,3 : 5 = 47,8	240,4 : 5 = 48,0
Patella	40,3	34,1

So ergeben sich Mittelwerte von 36,0 kg/cm^2 für die Scherfestigkeit der Spongiosa des rechten und 35,4 kg/cm^2 für die des linken Humeruskopfes, für die rechte Spina ilica ventr. ein Mittelwert von 29,3 kg/cm^2 und für die der linken von 29,7 kg/cm^2, für den rechten Femur ein Mittelwert von 47,8 kg/cm^2 und für den linken einer von 48,0 kg/cm^2. Allein die Patellen zeigen eine Scherfestigkeit von 40,3 kg/cm^2 für die rechte und 34,1 kg/cm^2 für die linke. Das menschliche Skelett ist somit an Hand der Scherfestigkeit der Spongiosa seitengleich gebaut. Die Miteinbeziehung unterschiedlich erkrankter Individuen ist vertretbar, da anzunehmen ist und wie auch gezeigt werden kann, daß die Erkrankung keinen Einfluß auf die Symmetrieverhältnisse ausübt.

Wenn wir eben gezeigt haben, daß das Skelett seitengleich gebaut ist, soll anschließend untersucht werden, wie sich die Festigkeit der Spongiosa der einzelnen Knochenabschnitte untereinander verhält. Man kann die Frage auch dahingehend präzisieren, ob z.B. die Spongiosa des Humeruskopfes der des Femurkopfes in ihrer Scherfestigkeit gleichwertig oder unterschiedlich ist.

Die Beantwortung dieser Frage erfordert lediglich die Gegenüberstellung von Durchschnittswerten aller Humeruskopf- den Femurkopfwerten. Nach-

dem feststand, daß das Skelett seitengleich angelegt ist, wurde von allen Einzelwerten der Humeruskopfspongiosa, von rechten und linken zusammen ein einziger Durchschnittswert errechnet und als repräsentativ für den Humeruskopf schlechthin betrachtet. Wir fanden für diese Spongiosa eine durchschnittliche Scherfestigkeit von τ_s = 35,7 kg/cm^2. Für die Femurkopfspongiosa konnte ein Wert von 44,1 kg/cm^2 errechnet werden.

Danach wurde die Spongiosa des Femurkopfes scherfester als die des Humeruskopfes gefunden.

Vergleichen wir anschließend alle Durchschnittswerte der einzelnen Knochenabschnitte (Humeruskopf - Spina ilica ventr. - Femurkopf - Femurkondylen - Patella) miteinander, so ergibt sich folgendes Resultat:

Wir fanden für die

Humerusköpfe	ein τ_s = 35,7 kg/cm^2
Spinae il. vent.	ein τ_s = 29,9 kg/cm^2
Femurköpfe	ein τ_s = 44,1 kg/cm^2
Femurkondylen	ein τ_s = 52,2 kg/cm^2
Patellen	ein τ_s = 38,5 kg/cm^2.

Demnach ist die Scherfestigkeit der Spongiosa in den einzelnen Knochenabschnitten untereinander unterschiedlich, u. z. in den Femurkondylen am scherfestesten, gefolgt von der Spongiosa des Femurkopfes, Patella, Humeruskopf und Spina ilica vent.

Versucht man dieses summarische Ergebnis bei der Betrachtung eines einzigen Skelettes wiederzufinden, so ergibt sich in der Regel die Einhaltung obiger Reihenfolge. Es zeigt sich aber auch, daß die größte Scherfestigkeit im Beckenbereich gefunden werden kann und über die Femurkondylen zu den Patellen hin abnimmt. Wenn auch die obige Reihenfolge nicht in jedem Skelett zu finden war, zeigte sich in keinem Fall, daß die Humeruskopfspongiosa jemals scherfester als die Femurkopfspongiosa war.

Die Auswertung von obigen Durchschnittswerten erlaubt nicht nur die Aussage, daß das Skelett seitengleich gebaut ist oder in der Regel die Scher-

festigkeit der Spongiosa des Femurkopfes um 23,5 % größer als die des Humeruskopfes ist, oder allgemeiner ausgedrückt, die untersuchten spongiösen Knochenabschnitte wegen ihrer unterschiedlichen Scherfestigkeit in einer bestimmten Reihenfolge stehen, sondern sie läßt auch innerhalb eines einzigen Knochenabschnittes, dem mehrere Spongiosaproben entnommen wurden, einen geregelten Wechsel der mechanischen Wertigkeit in Form der Scherfestigkeit erkennen.

Damit wird ein Einblick in den einzelnen Knochenabschnitt möglich, dessen Kenntnis uneingeschränkt notwendig ist für die Beantwortung der Frage nach der Möglichkeit der Bestimmung der mechanischen Wertigkeit des Skeletts beim Lebenden schlechthin.

Stünde nämlich die Scherfestigkeit, untersucht an einer Spongiosaprobe eines Knochenabschnittes in strenger Beziehung zur Scherfestigkeit des ganzen spongiösen Skeletts, so wäre die Möglichkeit gegeben, eine Aussage über die Wertigkeit der ganzen Spongiosa zu erhalten.

Bisher konnte gezeigt werden, daß das spongiöse Skelett zwar summarisch seitengleich gebaut ist und die Spongiosa der einzelnen Knochenabschnitte summarisch in einer bestimmten Reihenfolge stehen, zugleich mußte aber erkannt werden, daß diese Ergebnisse im Einzelfall nicht immer bestätigt wurden. Einmal weil aus technischen Gründen die korrespondierenden Knochenstellen nicht einwandfrei erfaßt werden konnten, andererseits weil nicht immer die Spongiosawertigkeit der einzelnen paarigen Knochenabschnitte in obiger Reihenfolge gleichbleibend verschieden gefunden wurde.

Wir werden im folgenden erkennen, daß die Aussage über einen bestimmten Wechsel der Scherfestigkeit in einem Knochenabschnitt summarisch errechnet ihre Gültigkeit hat, für den Einzelfall aber mit einer Streuung behaftet ist, die kein für das ganze Skelett verbindliches Resultat durch Einzelmessung gestattet; wir konnten nämlich feststellen, daß obige Regelmäßigkeiten nur deshalb summarisch imponieren, weil die Streuung um den Mittelwert nicht durch regellosen Aufbau der Spongiosa, sondern durch eine Streuung der Spongiosaentnahmestellen bezogen auf die vorgesehene Bohrstelle bedingt war. Obwohl bei der Entnahme der Spongiosazylinder streng

darauf geachtet wurde, immer identische Knochenstellen zu erfassen, war es technisch auf den Millimeter genau nicht möglich, dieses Vorhaben zu verwirklichen.

Die folgenden Ergebnisse zeigen Unterschiede in der Scherfestigkeit in einem einzigen Knochenabschnitt, die aber gleichsinnig in analogen Knochenabschnitten wiederkehren. Da sich zu solchen vergleichenden Untersuchungen besonders spongiosareiche Knochengebiete eignen, soll am Humerus- und Femurkopf gezeigt werden, wie sich auf engem Raum die Scherfestigkeit ändert.
Humerus- und Femurkopf wurden je drei Spongiosazylinder nach obiger Beschreibung (vgl. IV. 1) und vorstehender Skizze entnommen.

Ergebnisse der Humeruskopfspongiosa. Die Durchschnittswerte der einzelnen Spongiosazylinder 1 - 6 wurden wiederum errechnet und zeigten folgende Ergebnisse:

Zyl.	T	M	H	
1	29,1	47,1	78,4	
2	14,8	30,3	65,6	
3	7,6	30,7	41,8	
4	20,9	45,4	69,2	
5	14,8	27,5	54,4	
6	13,7	33,4	44,4	Auszug aus Tabelle 2

Aus allen Zylindern der Bohrstelle-Nr. 1 fanden wir einen Mittelwert von 47,1 kg/cm^2, der Tiefstwert (T) wies eine Scherfestigkeit von 29,1 kg/cm^2 und der Höchstwert (H) eine von 78,4 kg/cm^2 auf.

Entsprechend sind die anderen Werte zu verstehen. Den Tiefst- und Höchstwerten kommt bei dieser Betrachtung keine Bedeutung zu.
Da die Spongiosaproben aus Bohrloch 1 und 4 seitenvergleichbar sind, ebenso die Spongiosaproben aus 2 und 5, bzw. 3 und 6, erkennen wir in beiden Humerusköpfen einen seitengleichen und gleichsinnigen Wechsel der Scherfestigkeit. Es stehen vergleichbar gegenüber:

47,1 - 30,3 - 30,7 kg/cm^2 für den rechten Humeruskopf
und 45,4 - 27,5 - 33,4 kg/cm^2 für den linken.

Die Scherfestigkeit der Zylinder 1 und 4 ist im Durchschnitt um 50% größer als 2 und 5 oder 3 und 6. Dieser Wechsel der Scherfestigkeit kann deshalb als kein Zufall betrachtet werden, da er rechts und links an den gleichen Spongiosastellen gefunden wird und gleichsinnig ist. Zugleich ist dieses seitengleiche Verhalten ein zusätzlicher Beweis für den seitengleichen Bau des Skeletts.

Die Scherfestigkeit der Humeruskopfspongiosa ändert sich demnach innerhalb desselben Kopfes an bestimmten Stellen. Die Änderung ist seitengleich und gleichsinnig.

Ergebnisse der Femurkopfspongiosa. Aus allen Spongiosaprobenwerten der Zylinder 11 - 18 wurden wiederum ihre Mittelwerte gebildet und durch die Tiefst- und Höchstwerte die Streubreite aufgezeigt.

Zyl.	T	M	H
11	19,3	47,2	88,0
13	20,9	42,9	70,2
15	16,8	56,7	106,8
16	12,2	34,2	64,6
17	28,0	60,0	98,8
18	11,7	31,0	43,4

Es stehen seitenvergleichbar gegenüber die Zylinder 11 und 13 mit 47,2 und 42,9 kg/cm^2, die Zylinder 15 und 17 mit 56,7 und 60,0 kg/cm^2 und die Zylinder 16 und 18 mit 34,2 und 31,0 kg/cm^2. Wiederum ist der örtliche Wechsel auf beiden Seiten gleichsinnig. Die senkrecht stehenden Zylinder boten die größte Scherfestigkeit, gefolgt von 11 und 13 mit 47,2 kg/cm^2 rechts und 42,9 kg/cm^2 links. Diesen schloß sich das dritte (waagerechte) Zylinderpaar an mit 34,2 und 31,0 kg/cm^2. Zugleich ist der seitengleiche und gleichsinnige Wechsel der Scherfestigkeit wiederum ein Beweis für die paarige Anlage der Scherfestigkeit des Skeletts oder für den seitengleichen Bau des Skeletts schlechthin.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die mechanische Wertigkeit in Form ihrer Scherfestigkeit sich auf engem Raum innerhalb eines spongiösen Knochenabschnittes gesetzmäßig ändert.

Ähnliche Verhältnisse werden bei der Spongiosa der Spina ilica vent. gefunden. Das ventr. Zylinderpaar (Zylinder 7 und 9) wies eine Scherfestigkeit von 32,2 kg/cm^2 rechts und 32,1 kg/cm^2 links auf, das hintere (Zylinder 8 und 10) 26,5 und 27,3 kg/cm^2.

Die Kondylen des Femurs zeigten Scherfestigkeitswerte, die besagten, daß die lateralen Kondyli mit 52,1 rechts und 56,1 kg/cm^2 links etwas fester waren als die medialen mit 49,1 rechts und 50,4 kg/cm^2 für den linken medialen Kondylus.

Verformung und Scherfestigkeit. Bisher wurde die Scherfestigkeit in Größe, Streubreite, Seitengleichheit und gleichsinnigem Wechsel erörtert.

Bei den einzelnen Versuchen wurde aber nicht nur die Scherfestigkeit ermittelt, sondern auch die im Augenblick der Scherung herrschende Verformung des Knochenzylinders aus der Diagrammkurve abgelesen und errechnet. Wenn wir uns erinnern, bezeichneten wir als Verformung den Verformungszustand des Spongiosazylinderquerschnittes im Augenblick der Scherung, genauer gesagt unmittelbar davor. Es ist einzusehen, daß zwei Spongiosazylinder, die bei derselben Scherspannung durchgeschnitten werden, aber kurz vor ihrem Durchschnitt eine unterschiedliche Verformung zeigten, nicht die gleiche mechanische Wertigkeit besitzen können.

Über das Wesen der Verformung sagten wir eingangs, daß es wahrscheinlich noch nicht eindeutig erklärt werden könne, da es mehrgründig deutbar ist. Mit Sicherheit spielt hier die Spongiosabälkchenstruktur in Form und Richtung zum Spannungsquerschnitt sowie die Anzahl der Bälkchen eine wichtige Rolle. Es ist einleuchtend, daß die Verformung eines Spongiosazylinders unterschiedlich sein muß, wenn einmal die Scherkraft in Richtung der Bälkchen, das andere Mal senkrecht zur Bälkchenrichtung einwirkt. In diesem Zusammenhang ist zu wiederholen, daß nicht allein der Knochen als

Substanz sondern erst durch eine bestimmte "sinnvolle" Struktur seine Tragfähigkeit erhält. Sehr wahrscheinlich spielt auch der Feuchtigkeitsgehalt der Spongiosa eine bedeutende Rolle. Es konnte aus Versuchen mit Rinderspongiosa gezeigt werden, daß Scherfestigkeit wie Verformung streng abhängig vom Feuchtigkeitsgehalt der Spongiosa waren. Die Anzahl der Versuche ist aber zu gering, als daß sie konkrete Aussagen gestattet. Es blieb demnach die Frage zu erörtern, inwieweit Scherfestigkeit und Verformung in Beziehung zueinander gefunden wurden. Vorweg sei gesagt, daß die Verformung von Skelett zu Skelett unterschiedlich war. Der Durchschnittswert von Skelett 7 betrug 1,15 mm, der von Skelett 5 und 6 je 1,58 mm. Zwischen diesen beiden Mittelwerten lagen die anderen Durchschnittswerte. Der Mittelwert aller Skelettmittelwerte betrug 1,39 mm.

Ein klarer Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Verformungsgröße konnte nicht gefunden werden. Es gibt Spongiosa bestimmter Festigkeit mit unterschiedlichen Verformungsgrößen. Um so größer die Verformung, um so geringer die Festigkeit. Spongiosaproben von großer Scherfestigkeit zeigten bis zur Scherung oft kleine Verformungen. Um so kleiner die Verformung war, um so größer war die zu erwartende Scherfestigkeit. Eine überzeugende Abhängigkeit von Alter oder Geschlecht konnte nicht nachgewiesen werden. Mit einem Mittelwert für die Verformung der rechten Skeletthälfte von 1,38 mm und einem von 1,41 mm für die linke Seite konnte bei einer mittleren Streubreite zwischen 0,86 und 1,74 mm ein ausgesprochen seitengleiches Verhalten aufgespürt werden. Innerhalb eines Knochenabschnittes und unter den einzelnen eines Skelettes wurden keine überzeugenden Beziehungen gefunden.

Die Ursache für die geringe Aussagefähigkeit der Verformung liegt wahrscheinlich darin begründet, daß der Scherversuch zur Darstellung der elastischen Eigenschaften der Spongiosa wenig geeignet ist.

Die Ergebnisse erlauben bei Einzelwertbetrachtung keinen Einblick in die Scherfestigkeit der menschlichen Spongiosa, da die Werte einer bestimmten Knochenstelle wegen ungenauer Lokalisierungsmöglichkeit zu sehr differieren.

Bei einwandfreier Bestimmungsmöglichkeit der richtigen Entnahmestellen wäre zu erwarten gewesen, daß das Skelett auch bei Einzelmessung überall seitengleich gefunden würde oder die einzelnen Knochenabschnitte immer in derselben Reihenfolge stünden, d.h. daß der Humeruskopf immer schwächer als der Femurkopf gewesen wäre. Bei summarischer Betrachtung fällt das Ergebnis wie erwartet aus. Die Scherfestigkeit ist individuell verschieden, abhängig von Alter und Erkrankung, allerdings scheinbar unabhängig vom Geschlecht. Sie ist seitengleich ausgebildet und in den einzelnen Knochenabschnitten unterschiedlich groß. Innerhalb eines Knochenabschnittes zeigt sie einen geordneten Wechsel streng abhängig von ihrer Lokalisation.

Es zeigte sich also, daß die Einzeluntersuchung nicht aussagefähig war, da die definierte Knochenstelle nicht immer genau genug lokalisiert werden konnte.

Die Scherfestigkeit bewegte sich um einen Mittelwert von 40 kg/cm^2 mit einer mittleren Streubreite von $\pm$ 25 kg/cm^2.

3) Versuche an Tierknochen

a) Material. Im Anschluß an obige Untersuchungsreihen mit menschlicher Spongiosa wurde vom Rind die Spongiosa eines bestimmten Knochenabschnittes untersucht. Sie gelangte in mehreren Proben aus den Kondylen des Femurknochens des erwachsenen Rindes zur Untersuchung.

Da die Knochenabschnitte von außerhalb Berlins geschlachteten und zerlegten Tieren stammten, konnten die zum selben Tier gehörigen paarigen Femurknochenabschnitte nicht ermittelt und deshalb die gewonnenen Ergebnisse im Hinblick auf eine mögliche Seitengleichheit bis auf Ausnahmen nicht ausgewertet werden. Nur die Untersuchungsreihen VIII und IX berichten über die Seitengleichheit der Spongiosascherfestigkeit im Femurknochen desselben Tieres.

Die Spongiosaproben wurden wiederum in Form von Zylindern dem distalen Femurknochenabschnitt in einer bestimmten Querschnittsebene wie

folgt entnommen: die eigentlichen Kondylenhügel des Femurknochens wurden in Höhe der Fossa intercondylica in der Horizontalebene abgetragen, so dann durch Parallelschnitt zu dieser Ebene eine 20 mm starke Spongiosascheibe mit einer Breite von etwa 120 mm und einer Tiefe von etwa 75 mm gewonnen. Aus ihr wurden die Spongiosazylinder gebohrt.

Insgesamt wurden 131 Spongiosaproben aus 10 Scheiben von 8 Femurknochenabschnitten untersucht. Über die Ergebnisse berichten die Untersuchungsreihen I und III von einer einzigen Spongiosascheibe, die Untersuchungsreihen II, IV, V, VI, VII von je einer Scheibe und die Reihen VIII und IX von je 2 seitenvergleichbaren Scheiben eines einzigen Tieres, wobei die beiden Scheiben der Reihe VIII aus der oben angegebenen Querschnittshöhe, die Scheiben der Reihe IX aber als einzige von allen aus einer 20 mm höher liegenden Querschnittsebene stammen.

Die Entnahmestellen der Zylinder waren anfänglich nicht einheitlich angeordnet. Durch möglichst engbenachbarte Bohrstellen sollte neben Werten über die Größenordnung ein möglicher Wechsel der Scherfestigkeit aufgedeckt und die Frage nach einem etwaigen, geordneten Wechsel beantwortet werden.

Die wahllose Lage der Entnahmestellen betrifft die Untersuchungsreihen I, II, III von 2 Spongiosascheiben. Hier lagen die Bohrstellen wie schon berichtet, sehr eng und auch teilweise in ihrer Richtung verschieden.

Bei den Untersuchungsreihen IV, V, VI und VII vier weiterer Scheiben wurden die Entnahmestellen senkrecht zur Schnittebene der Spongiosascheibe so angeordnet, daß die Bohrungen ähnlich der Scheibenform ein Omega beschrieben.

Die Entnahmestellen der Untersuchungsreihen VIII und IX wurden in Form eines Rechteckes angelegt. Jede Untersuchungsreihe enthielt 24 Bohrungen in 2 seitenverschiedenen Spongiosascheiben gleicher Querschnittshöhe der Knochenabschnitte, so daß hier ein Seitenvergleich möglich wurde. Dazu konnte die Veränderung der Scherfestigkeit in Abhängigkeit von

der Querschnittshöhe des rechten und linken Knochens durch die 20 mm höher liegenden Scheiben beider Knochenabschnitte in Untersuchungsreihe IX aufgezeigt werden.

Ein kleiner Kunstgriff erlaubte durch besondere Lagerung zweier seitenvergleichbarer Scheiben zueinander die genaueste Erfassung korrespondierender Knochenstellen. Es wurde dabei wie folgt vorgegangen: beide seitenvergleichbaren, aus derselben Querschnittshöhe stammenden Knochenscheiben desselben Tieres wurden vorerst so gelagert, wie es der Lage in situ entsprach. Sodann wurde die rechte Scheibe durch Wendung um die Sagittalachse um 180° so auf die linke gelegt, daß die proximalen Begrenzungsflächen beider Scheiben aufeinander zu liegen kamen und dadurch die korrespondierenden Knochenstellen kongruierten. Anschließend erfolgte die Gewinnung der beiden Spongiosazylinder mittels einzeitiger Bohrung durch die beiden seitengleich aufeinanderliegenden Knochenscheiben, wodurch auf den Millimeter genau die korrespondierenden Knochenstellen erfaßt werden konnten.Die gewonnenen Spongiosazylinder wurden entsprechend der Scheibenlage in situ untersucht, was durch (Rück)wendung des rechten, des zuerst gebohrten Zylinders um 180° um die Sagittalachse erreicht wurde. Diese erneute Wendung war erforderlich, um bei allen Zylindern die Scherflächen in gleicher Höhe anzuordnen.

Zylindereigenheiten der Rinderspongiosa Die Spongiosazylinder waren durchweg gelb und machten einen mechanisch festeren Eindruck als die der menschlichen Spongiosa.

Sie wurden vor der Scherwiderstandsmessung weder fixiert noch einer Mazeration unterworfen. Eine Ausnahme macht hier die Untersuchungsreihe II, wo Zylinder untersucht wurden, die vorher mit 20%iger Wasserstoffsuperoxydlösung 24 Std. behandelt wurden.

Ein Teil der so mazerierten Spongiosazylinder wurde naß, ein zweiter nach Trocknung und ein dritter nach Trocknung und erneuter Benetzung mit Wasser untersucht.

Tabelle 3 b) Ergebnisse (kg/cm^2)

	UR	Zyl.-Zahl	Tiefstwerte	Mittelwerte	Höchstwerte	∅ beider Mittelwerte	∅ Verformung (mm)	
nativ	I	12	92,6	130,6	165,9	104,4	1,11	lat. ?
	III	5	64,6	78,1	104,3		1,26	med. ?
	IV	5	65,1	75,1	84,4	105,8	1,54	
		6	96,2	136,4	160,3		1,43	
	V	6	103,3	128,5	153,1	105,1	1,37	
		6	67,2	81,8	101,8		1,39	
	VI	6	38,7	60,7	81,5	98,2	1,39	
		3	105,9	135,8	172,6		1,40	
	VII	6	90,0	119,8	146,0	98,9	1,46	
		5	71,7	78,1	83,4		1,56	
	VIII	6	82,4	98,9	114,5	92,7	1,37	lat.Kond.
		6	70,7	86,4	106,4		1,58	med. " d. re Fem.
		6	83,5	99,6	114,5	92,1	1,70	lat.Kond.
		6	66,2	84,6	104,3		1,72	med. " d. li Fem.
	Sa	84	1098,1	1394,4	1693,0	697,2	20,28	
	∅		78,4	99,6	120,9	99,6	1,45	
nativ 20 mm höher	IX	6	17,3	29,7	40,8	28,4	1,47	lat.Kond.
		6	16,8	27,2	38,2		1,31	med. " d. re Fem.
		6	16,8	29,7	42,3	28,4	1,55	lat.Kond.
		6	16,8	27,1	36,6		1,59	med. " d. li Fem.
mazeriert 20% H_2O_2	II	6	6,1	11,9	21,9		1,04	naß
		9	34,2	68,8	132,3		1,09	getrocknet
		8	9,7	37,2	54,4		0,99	getr.+ naß
	Sa	23	50,0	117,9	208,6			
	∅		16,7	39,3	69,5			

Tabelle 4

Untersuchungsreihe IV		
BL	(kg/cm^2)	(mm)
1	-	-
2	65,1	2,00
3	65,1	1,17
4	78,4	1,67
5	82,4	1,67
6	84,4	1,17
ø	75,1	1,54
7	105,9	0,87
8	142,4	1,40
9	160,3	1,67
10	160,3	1,47
11	153,1	1,67
12	96,2	1,50
ø	136,4	1,43

Eine Aufquellung der Spongiosazylinder ähnlich der menschlichen Spongiosa konnte nicht beobachtet werden.

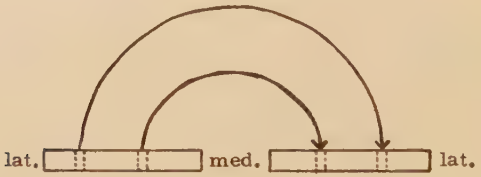


Abb. 6

c) Diskussion der Ergebnisse. Wie der Tabelle 3 zu entnehmen ist, schwanken die Scherfestigkeitswerte der einzelnen Untersuchungsreihen wiederum stark. Aus den Kolonnen 3, 4 und 5 ist jeweils der Tiefst-, Mittel- und Höchstwert ersichtlich. Die Untersuchungsreihe I weist z.B. einen Tiefstwert von 92,6 kg/cm^2, einen Mittelwert von 130,6 kg/cm^2 und einen Höchstwert von 165,9 kg/cm^2 auf.

In Tabelle 4 sind die Einzelwerte der Untersuchungsreihe IV aufgezeichnet, um die Schwankungen beider Kondyli eines Knochenabschnittes zu veranschaulichen.

Der Einzelwert erlaubt somit keinen Einblick in die mechanische Wertigkeit, da er nur wenige Millimeter von seiner Entnahmestelle entfernt anders ausfällt.

Da jeder einzelnen, oben beschriebenen Spongiosascheibe in der Regel 12 Proben (je 6 einem Kondylusgebiet) entnommen wurden, konnte für jeden Kondylus ein Durchschnittswert errechnet und durch Tiefst- und Höchstwert die Streubreite angegeben werden (Tab. 3, Kol. 3, 4, 5; z.B. Untersuchungsreihe V : 103,3 - 128,5 - 153,1 kg/cm^2). Dabei fiel auf, daß der Nachbarkondylus

eine geringere Scherfestigkeit aufwies (z.B. V: 67,2 - 81,8 - 101,8 kg/cm^2). Die auffälligen Unterschiede fanden wir in allen untersuchten Knochenabschnitten, so daß an einer unterschiedlichen Festigkeit kein Zweifel besteht. Da die einzelnen Femurknochenabschnitte vor dem Herausschnitt der Spongiosascheibe nicht nach ihrer Seitenzugehörigkeit beschriftet werden konnten, war nicht mit Sicherheit anzugeben, welcher von beiden Kondylen der scherfestere war.

An Hand der Untersuchungsreihen VIII und IX, bei denen die Seitenzugehörigkeit bekannt war, konnte der laterale Kondylus als der scherfestere ermittelt werden.

Die Errechnung eines Mittelwertes für jeden Femurknochenabschnitt an Hand der herausgeschnittenen Spongiosascheibe gestattet eine Aussage über die durchschnittliche Scherfestigkeit eines Femurkondylenabschnittes in Höhe dieser Scheibe (Tab. 3, Kol. 6). Die Spongiosascheibe der Untersuchungsreihe V weist einen Durchschnittswert von 105,1 kg/cm^2 mit einer Streubreite von 67,2 - 153,1 kg/cm^2 auf. Die anderen Durchschnittswerte für einen Femurknochenabschnitt zeigten folgende Werte: 104,4; 105,8; 98,2; 98,9; 92,7; 92,1 kg/cm^2. Wir finden hier eine erstaunlich enge Streuung zwischen 92,1 und 105,8 kg/cm^2. Ein aus diesen Mittelwerten errechneter Durchschnittswert zeigt eine Scherfestigkeit von 99,6 kg/cm^2, der repräsentativ den Mittelwert aller 84 Scherfestigkeitsuntersuchungen mit Rinderspongiosa darstellt. Er ist begrenzt durch eine mittlere Streubreite von 78,4 bis 120,9 kg/cm^2. Die mittlere Streubreite ist definiert durch einen mittleren Tiefstwert und Höchstwert aus allen Tiefst- bzw. Höchstwerten obiger Untersuchungsreihen. Die absolute Streubreite lag zwischen 38,7 und 172,6 kg/cm^2.

Die Scherfestigkeit innerhalb eines Knochenabschnittes ist gekennzeichnet durch ein unterschiedliches Festigkeitsniveau zwischen beiden Kondylen. Die Unterschiede sind auffällig in den Untersuchungsreihen I, III - VII und auch VIII und IX., wie schon im obigen Abschnitt erwähnt wurde (s. auch Tab. 3, Kol. 4).

Als Beispiel sei hier an Hand der Untersuchungsreihe IV die Aufsicht der Spongiosascheibe mit ihren Bohrlöchern unter Angabe der dort ermittelten

Scherfestigkeiten wiedergegeben.

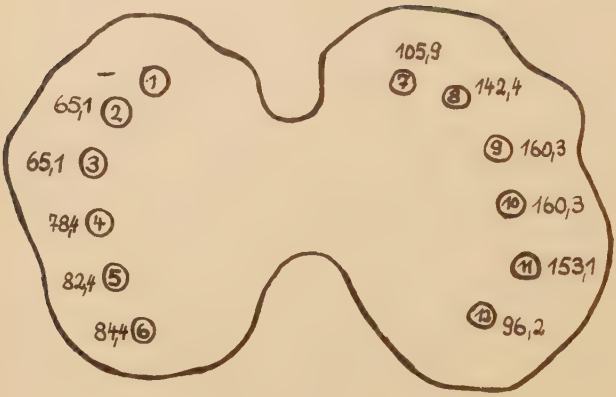


Abb. 7

Die Scherfestigkeiten der Spongiosazylinder 2-6 schwanken zwischen 65,1 und 84,4 kg/cm^2 um den Durchschnittswert von 75,1 kg/cm^2 und die der Zylinder 7-12 zwischen 96,2 und 160,3 kg/cm^2 um den Durchschnittswert von 136,4 kg/cm^2. Die Scherfestigkeit ändert sich also auf kleinstem Raum innerhalb eines Kondylus und ist im medialen und lateralen Kondylus unterschiedlich um ca $\pm$ 30 %.

Bis auf die Untersuchungsreihe II wurden alle Spongiosabolzen in nativem Zustand untersucht.

Nach 24-std. Behandlung mit 20%iger Wasserstoffsuperoxydlösung fanden wir in der Spongiosa der Untersuchungsreihe II eine veränderte Scherfestigkeit im Sinne einer Abnahme.

Die Scherfestigkeit war verringert gefunden von durchschnittlich 99,6 kg/cm^2 der Untersuchungsreihen I, III - VIII auf durchschnittlich 11,9 kg/cm^2 mit einer Schwankungsbreite von 6,1 - 21,9 kg/cm^2, wenn die Spongiosazylinder nach Mazeration in nassem Zustand untersucht wurden, d.h. nach Entnahme aus dem Wasserbad, in das die Spongiosascheibe für Minuten gelegt

war, um die restliche Wasserstoffsuperoxydlösung herauszuspülen.

Nach völliger Trocknung entnahmen wir demselben Kondylus derselben Scheibe 9 weitere Zylinder (7 - 15) und fanden hier eine durchschnittliche Festigkeit von 68,8 kg/cm^2 mit einer Schwankungsbreite von 34,2 - 132,3 kg/cm^2.

Nach erneuter Durchfeuchtung wurden 8 weitere Spongiosabolzen auf ihre Scherfestigkeit hin untersucht. Es fand sich hier eine durchschnittliche Scherfestigkeit von 37,2 kg/cm^2 mit einer Schwankungsbreite von 9,7 - 54,4 kg/cm^2.

Diese Untersuchungsreihe zeigt deutlich, daß die Scherfestigkeit durch Mazeration mit Wasserstoffsuperoxydlösung verringert wird von einem Durchschnittswert von 99,6 kg/cm^2 für native Rinderspongiosa auf einen durchschnittlichen Annäherungswert von 39,3 kg/cm^2. Zugleich zeigte die mazerierte Spongiosa in bezug auf die Scherfestigkeit eine auffällige Abhängigkeit von ihrem Feuchtigkeitsgehalt.

Wenden wir uns anschließend der Frage zu, inwieweit sich die Scherfestigkeit der Spongiosa innerhalb eines Knochenabschnittes in bezug auf ihre Entfernung von der Gelenkoberfläche ändert, so erhalten wir einen Einblick durch die Untersuchungen der Reihen VIII und IX. Wie in der Materialbeschreibung skizziert wurde, enthalten die Reihen VIII und IX Ergebnisse von je 2 seitenverschiedenen Spongiosascheiben aus den beiden Femurknochenabschnitten eines Tieres. Dabei waren die beiden Scheiben der Untersuchungsreihe VIII aus gleicher Höhe der Kondylenspongiosa wie die Scheiben der Reihen I - VII, die beiden Scheiben der Reihe IX aber aus der Kondylenspongiosa 20 mm höher, d.h. von der Gelenkfläche 20 mm entfernter, entnommen. Dadurch konnte eine Änderung der Scherfestigkeit innerhalb eines Kondylus in Abhängigkeit von der Entfernung zur Gelenkoberfläche festgestellt werden. Diese Änderung sei mit Durchschnittswerten aus je 6 Einzelwerten für jeden Kondylus demonstriert:

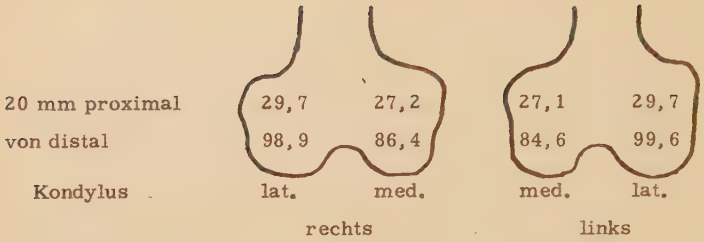


Abb. 8

Die Scherfestigkeit der Spongiosa nimmt also mit der Entfernung vom Gelenkzentrum auffällig ab. Sie fällt bei 20 mm Höhendifferenz von durchschnittlich 92,4 kg/cm^2 für die distalen Scheiben auf 28,4 kg/cm^2, d.h. sie nimmt um etwa 2/3 ab.

Bei dieser Gegenüberstellung fällt eine imponierende Seitengleichheit seitenvergleichbarer Kondylen auf. Die gelenknahen Abschnitte des rechten und linken Kondylus lateralis differieren in ihrer Scherfestigkeit um etwa 0,35 %, die gelenkfernen Abschnitte um 0 %. Die Spongiosa der medialen Kondylen differieren in den gelenknahen Teilen um 1,05 % und in den gelenkfernen um 0,18 %. Diese Unterschiede liegen innerhalb der Meßungenauigkeit der Versuchsanordnung und lassen deshalb eine geradezu ideale Seitengleichheit oder symmetrische Anlage der Spongiosascherfestigkeit erkennen. Die zu dieser Aussage herangezogenen Untersuchungsergebnisse stellen Mittelwerte dar, die jeweils aus 6 Einzelwerten für einen Kondylus errechnet wurden.

Im Anschluß hieran wollen wir zeigen, daß die Aussage mittels obiger Durchschnittswerte durch Einzelmeßergebnisse bestätigt werden kann, wenn einwandfrei die korrespondierenden Entnahmestellen untersucht werden.

Zuvor sei noch einmal die Anordnung der Entnahmestellen an Hand der Abb. 6 auf Seite 68 erläutert.

Durch zweckentsprechende Lagerung der rechten Scheibe auf die linke nach Wendung um 180° um die Sagittalachse kamen die proximalen Be-

Tabelle 5 (kg/cm^2)

	Zyl. paar	Untersuchungsreihe: VIII τ_s	$\phi\tau_s$	%	Verf. mm	Untersuchungsreihe: IX τ_s	$\phi\tau_s$	%	Verf. mm
lat. Kondyli	Re 1 Li	113,9 113,9	113,9	± 0	1,00 2,00	40,8 40,8	40,8	± 0	1,20 1,67
	2	114,5 114,5	114,5	± 0	1,10 1,67	39,8 42,3	41,05	± 3,04	1,43 1,60
	3	112,9 113,4	113,15	± 0,22	1,63 1,80	39,8 41,3	40,55	± 1,85	1,57 1,67
	4	83,4 85,5	84,45	± 1,24	1,60 1,33	17,3 16,8	17,05	± 1,46	1,87 1,87
	5	86,5 87,0	86,75	± 0,29	1,43 1,43	18,9 16,8	17,85	± 5,88	1,63 1,20
	6	82,4 83,4	82,90	± 0,60	1,47 2,00	21,4 20,4	20,9	± 2,39	1,13 1,30
med. Kondyli	7	78,4 75,8	77,10	± 1,68	1,90 1,87	16,8 16,8	16,8	± 0	1,77 1,27
	8	70,7 70,7	70,7	± 0	1,60 1,67	18,3 17,3	17,8	± 2,81	1,17 1,77
	9	68,7 66,2	67,45	± 1,85	1,40 1,74	21,4 22,9	22,15	± 3,38	1,07 0,87
	10	106,4 104,3	105,35	± 0,99	2,07 1,76	38,2 36,6	37,4	± 2,14	1,53 1,73
	11	101,3 96,2	98,75	± 2,58	1,14 1,26	33,2 32,6	32,9	± 0,91	1,00 2,10
	12	93,1 94,7	93,90	± 0,85	1,40 2,00	35,2 36,6	35,9	± 1,95	1,33 1,83
	ø	92,4	92,4	± 0,86	1,59	28,4	28,4	± 2,15	1,48

grenzungsflächen der Scheiben aufeinander zu liegen. Wo auch immer jetzt eine Bohrung durch beide Scheiben vorgenommen wurde, mußten korrespondierende Spongiosazylinder erbohrt werden. Diese einfache Art, seitenvergleichbare Spongiosastellen genau erfassen zu können, erlaubte durch Einzelmessung eine Bestätigung der Aussage über eine auffällige Seitengleichheit mittels Errechnung von Mittelwerten aller in dieser Arbeit unternommenen Untersuchungen.

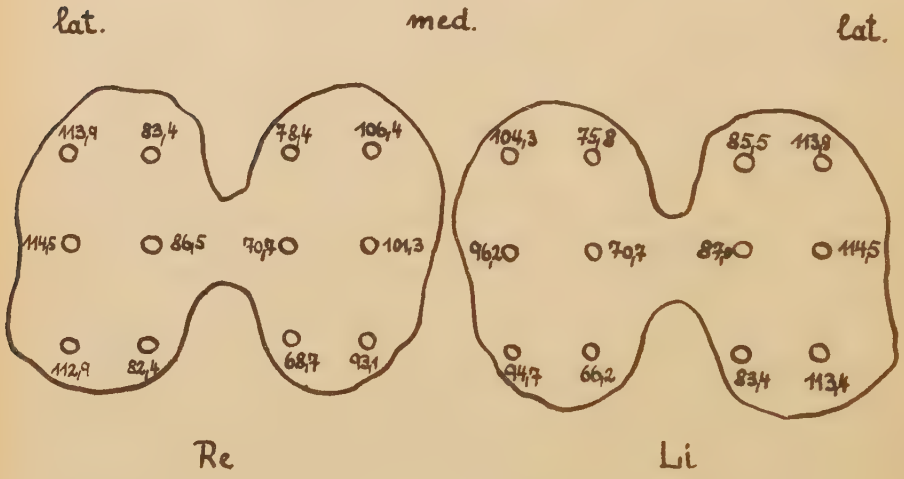


Abb. 9

Die vorstehende Skizze gibt schematisiert die Aufsicht der Spongiosascheiben mit ihren Bohrlöchern unter Angabe der dort ermittelten Scherfestigkeiten wieder. Die Tabelle 5 zeigt in der Kolonne 4 die prozentuale Abweichung von aus beiden vergleichbaren Werten errechneten Mittelwerten. Die Seitenunterschiedlichkeit beträgt demnach in Untersuchungs-

reihe VIII maximal $\pm$ 2,58 % (Zylinderpaar 11) mit einer mittleren Seitenunterschiedlichkeit von 0,86 % und in Untersuchungsreihe IX, der 20mm von der Gelenkoberfläche entfernteren Spongiosascheiben eine maximale, prozentuale Abweichung von $\pm$ 5,88 % mit einer mittleren Seitenunterschiedlichkeit von $\pm$ 2,15 %.

Diese Ergebnisse zeugen von einer ideal seitengleichen Anlage der Spongiosascherfestigkeit. Zugleich bestätigen die Einzelmeßergebnisse die auffällige Abnahme der Scherfestigkeit um etwa 2/3 in Abhängigkeit von der Entfernung vom Gelenkzentrum, wie schon durch Errechnung von Mittelwerten demonstriert werden konnte. Zum Beispiel verringert sich die Scherfestigkeit von Zylinderpaar 11 in Untersuchungsreihe VIII von 98,75 kg/cm^2 um 2/3 auf 32,9 kg/cm^2 des gleichen Paares der Untersuchungsreihe IX.

Bisher konnte die Scherfestigkeit in Größe, Streubreite, Seitengleichheit und gleichsinnigem Wechsel innerhalb eines Knochenabschnittes durch Mittelwertrechnung aufgezeigt und aber auch bei genauer Erfassung korrespondierender Knochenstellen durch Einzelmessungswerte bestätigt werden.

Wie bei den Versuchen mit menschlicher Spongiosa wurde ebenfalls die im Augenblick der Scherung herrschende Verformung bestimmt. Wesen und Problematik der Verformung sind bereits skizziert, so daß hier allein über die Ergebnisse berichtet sein soll.

Die durchschnittliche Verformung war von Kondylus zu Kondylus wie bei der menschlichen Spongiosa verschieden und schwankte zwischen 1,11 mm (Mittelwert der Untersuchungsreihe I) und 1,72 mm (Mittelwert der Untersuchungsreihe VIII/4) um einen Mittelwert von 1,45 mm bei 84 Untersuchungen.

Ein überzeugender Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Verformung konnte nicht nachgewiesen werden (s. Tab. 3, Kol7). Die für jeden Kondylus errechneten Mittelwerte waren ebenfalls unterschiedlich wie die mittleren Scherfestigkeitswerte beider Kondylen eines Knochenabschnittes.

Die Feststellung, daß sich die durchschnittliche Scherfestigkeit eines Kondylus zu der des anderen wesentlich unterschied, berechtigt die Frage nach einem gleichsinnigen Verformungsverhalten. In der Tat wurden die durchschnittlichen Verformungswerte von Kondylus zu Kondylus unterschiedlich gefunden. Dem größeren Scherfestigkeitswert war in der Regel ein kleinerer Verformungswert beigeordnet, eine Beobachtung, die schon bei den Untersuchungen mit menschlicher Spongiosa gemacht wurde und in der obigen Erläuterung zum Ausdruck kam, daß die Verformung relativ um so größer gefunden wurde, je kleiner die Festigkeit war oder anders ausgedrückt, um so kleiner die anfängliche Verformung ausfiel, je größer war die zu erwartende Scherfestigkeit.

Aus der Tabelle 3, Kolonne 4 und 7 entnehmen wir folgende Werte:

Untersuch. reihe IV:	Scherfestgk.	75,1 kg/cm^2;	Verformung:	1,54 mm
	"	136,4 kg/cm^2;	"	1,43 mm
Untersuch. reihe VII:	"	78,1 kg/cm^2;	"	1,56 mm
	"	119,8 kg/cm^2;	"	1,46 mm

Der größeren Scherfestigkeit ist ein kleinerer Verformungswert beigeordnet oder umgekehrt. Wir finden aber auch abweichende Ergebnisse in der

Untersuch. reihe V:	Scherfestgk.	81,8 kg/cm^2;	Verformung:	1,39 mm
	"	128,5 kg/cm^2;	"	1,37 mm
Untersuch. reihe VI:	"	60,7 kg/cm^2;	"	1,39 mm
	"	135,8 kg/cm^2;	"	1,40 mm

Die Verformungsunterschiede sind hier so gering, daß die Werte als gleich groß angesprochen werden müssen bei aber auffälliger Unterschiedlichkeit der zugehörigen Scherfestigkeitswerte beider Kondylen. Da die übrigen Durchschnittswerte für die einzelnen untersuchten Kondyli ähnlich oder gleich den oben geschilderten Verhältnissen entsprechen, erlauben die vorliegenden Ergebnisse keine zwingende Aussage.

Allein die schon mehrfach geäußerte Ansicht bei den Untersuchungen mit menschlicher Spongiosa, daß die Verformung relativ um so größer ist je

kleiner die Scherfestigkeit ausfällt, oder anders ausgedrückt, um so kleiner die anfängliche Verformung gefunden wurde, um so größer war die zu erwartende Scherfestigkeit, wurde bei den Untersuchungen mit Rinderspongiosa bestätigt.

Die 131 Spongiosauntersuchungen der Femurkondylen des erwachsenen Rindes erlauben einen Einblick in die Scherfestigkeit der Rinderspongiosa, zwar wiederum nicht ohne weiteres durch die Einzelwertbetrachtung wohl aber nach Mittelwerterrechnung.

Die 84 vergleichbaren Einzelmessungen ergaben einen Durchschnittswert von etwa 100 kg/cm^2 (genau 99,6 kg/cm^2) mit einer mittleren Streubreite von etwa 80 kg/cm^2 (78,4) bis 120 kg/cm^2 (120,9). Die Schwankungsbreite unter den einzelnen Femurknochenabschnitten fiel durch die Mittelwerte von 92,1 bis 105,8 kg/cm^2 auffällig gering aus.

Die Scherfestigkeit des medialen und lateralen Kondylus ist unterschiedlich ausgebildet. An Hand der Untersuchungsreihen VIII und IX muß angenommen werden, daß die lateralen Kondyli um etwa 15 % scherfester sind als die medialen.

Innerhalb des Knochenabschnittes zeigte die Spongiosa einen geordneten und seitengleichen Wechsel der Scherfestigkeit. Einerseits verringerte sie sich von den äußeren zu den inneren Spongiosagebieten hin in gleicher Querschnittshöhe um 30 %, andererseits nahm sie mit der Entfernung um 20 mm vom Gelenkzentrum um etwa zwei Drittel ab.

Mit 20-prozentiger Wasserstoffsuperoxydlösung mazerierte Spongiosa zeigte eine mächtige Abnahme ihrer Scherfestigkeit von durchschnittlich 100 kg/cm^2 auf etwa 12 kg/cm^2, wenn sie naß untersucht wurde. Die durch Mittelwertrechnung aufgedeckte Seitengleichheit konnte in zwei Untersuchungsreihen durch Einzelwertmessung bestätigt werden, wenn durch einen Trick die korrespondierenden Knochenstellen erfaßt wurden. Es wurde eine maximale Seitenverschiedenheit von weniger als 3 % und eine mittlere

von 0,86 % gefunden. Hierdurch wurde der durch die Mittelwertrechnung postulierte Zwillingszylinder durch Einzelmessung bestätigt.

Zusammenfassung. Nach einem kurzen Überblick über die physikalischen Voraussetzungen der Materialprüfung und einem Bericht über die bisher veröffentlichten Ergebnisse von Festigkeitsuntersuchungen des Knochens wird die mechanische Wertigkeit der Spongiosa an Leichenknochen geprüft. Dabei wurde der für die Spongiosa geeignete Scherversuch in der Versuchsanordnung nach MAATZ durchgeführt.

Es wurde gefunden, daß die Ergebnisse bei Einzelwertbetrachtung keinen Einblick in die Scherfestigkeit der menschlichen Spongiosa erlauben, da die einwandfreie Bestimmungsmöglichkeit der richtigen Entnahmestelle fehlt. Bei summarischer Betrachtung der Einzelwerte konnte ermittelt werden, daß das menschliche Skelett seitengleich ausgebildet ist und innerhalb eines Knochenabschnittes einen geordneten Wechsel zeigt.

Die Versuche mit Tierknochen zeigen eine Bestätigung obiger Aussage in bezug auf die Einzel- und Mittelwertbeurteilung. Mit Hilfe eines Trickes war es möglich, die korrespondierenden Knochenstellen zu erfassen, wodurch der durch die Seitengleichheit postulierte Zwillingszylinder gewonnen und untersucht werden konnte. Dieser ist die praktische Voraussetzung für die Prüfungsmöglichkeit bei zweizeitiger Untersuchung von Spongiosaspänen, welche irgendwelchen Veränderungen ihrer mechanischen Wertigkeit unterliegen.

Mir war die Aufgabe gestellt zu prüfen, ob die Möglichkeit besteht, in vivo die mechanische Wertigkeit des Skelettknochens messen zu können. Da die Anwendung des Tricks am Skelett des Lebenden undurchführbar ist, bleibt die Bestimmung der mechanischen Wertigkeit der menschlichen Spongiosa in dieser Form unmöglich.

VI. Literaturverzeichnis

(1) Bach, C.: Elastizität und Festigkeit, 1920

(2) Bartelheimer, H.: Symptomatologie, Pathologie und interne Therapie der calcipenischen Osteopathien. 48. Kongr., Verh. dtsch. orth. Ges., Beilageheft zu Bd. 94, 158-169 (1961)

(3) Bartelheimer, H. u. Papageorgoiu: Die Knochenmarksbiopsie als Methode in der Hämatologie. Dtsch. med. Wsch. 8, 358 (1963)

(4) Bartelheimer, H. u. Schmidt-Rhode: Die Biopsie des Knochens als differentialdiagnostisch-klinische Methode. Klin. Wsch. 35 Jhg., 429-440 (1957)

(5) Bergmann, L. und Schaefer, Cl.: Lehrbuch der Experimentalphysik. I. Bd. (1945)

(6) Bopp, K. Ph. und E. P. Bleiching: Zur Knochenmarkspunktion am Beckenkamm Münch. Med. Wschr. 28, 1358-1359 (1960)

(7) Deckart, H.: Vergleichende physikalische Festigkeitsuntersuchungen an normalen und konservierten menschlichen Knochen. Z. blatt f. Chirurg. 87. Jhg. 1041-1049, (1962)

(8) Dreyer, G.: Festigkeitslehre und Elastizitätslehre (1928)

(9) Evans, F. G. und Lebow, M.: Amerik. J. Surg. 83, 326 (1952) zit. nach Deckart, (1962)

(10) Franke: Lexikon der Physik (1959)

(11) Ghillini, C. und Canevazzi, S.: Über die statischen Verhältnisse des Oberschenkelknochens. Z. f. orth. Chirurg. 10, 14-22 (1902)

(12) Göcke, C.: Das Verhalten spongiöser Knochen im Druck- und Schlagversuch. 20. Kongr. Verh. dtsch. orth. Ges., Beilageheft zum Bd. 47, 114-129 (1925)

(13) ders.: Beiträge zur Druckfestigkeit des spongiösen Knochens - Bruns Beitr. 143, 539-566, (1928)

(14) Grimsehl: Lehrbuch der Physik (1957)

(15) Grunewald, J.: Die Beanspruchung langer Röhrenknochen des Menschen - Z. f. orth. Chirurg. 39, 27-49; 129-147; 256-288 (1920)

(16) Haase, W.: Technisch-physikalische Untersuchungen an Knochenbrüchen - Bruns. Beitr. zur klin. Chirurg. 164. Bd. 243-263 (1936)

(17) Haase, W. und Richter: Knochenbrüche beurteilt nach den Grundsätzen und Erkenntnissen der technischen Mechanik. Arch. f. orth. Chirurg. 36, 541-556 (1936)

(18) Häbler, C. und Reiss, O.: Experimentelle Untersuchungen über die Festigkeit des Knochens im normalen und Zustand der Bruchheilung.
I. Die Materialverhältnisse normaler Röhrenknochen und ihre Beziehungen zum Kalk- und Wassergehalt. S. 486-493
II. Die Festigkeit des heilenden Knochenbruches in Beziehung zum Wasser- und Kalkgehalt und zum Röntgenbild. S. 760-772.
Dtsch. Z. f. Chirurg. 246 (1936)

(19) Hallermann, H.: Die Beziehungen der Werkstoffmechanik und Werkstofforschung zur Knochenmechanik. Verh. orth. Ges. 62, 347-360, 29. Kong. (1934)

(20) Hardinge, M. G.: Determination of the strength of the cancellous bone in the head and neck of the Femur. Surg. Gyn. and Obstr. 89, 439-441, (1949)

(21) Hülsen, C.: Spezifisches Gewicht, Elastizität und Festigkeit des Knochengewebes. Bull. Lab. Biol. St. Petersburg 1, 7-37 (1898), zit. nach Schaffer - Jhb. Fortsch. Anat. u. Entw. gesch. 4. Bd. (NF), 1. Teil, 146 (1898)

(22) Jönck, H.: Mechanik und Festigkeitslehre (1950).

(23) Knese, K. H.: Die Statik des Kniegelenkes. Z. Anat. 118, 471-512 (1955)

(24) ders.: Allgemeine Bemerkungen über Belastungsuntersuchungen des Knochens sowie spezielle Untersuchungen am Oberschenkel unter der Annahme einer Krankonstruktion. Anat. Anz. 101, 186-203 (1955)

(25) ders.: Die Statik der oberen Extremität. Acta Anat. Basel, 26, 20-61 (1956)

(26) ders.: Belastungsuntersuchungen des Oberschenkels unter der Annahme des Knickens. - Gegenbauers Morph. Jhb. 97. Bd., 405-452 (1956)

(27) Knese, K.H.: Knochenstruktur als Verbundbau. (Versuch einer technischen Deutung der Materialstruktur des Knochens). Zwanglose Abh. aus dem Gebiet der normalen und pathologischen Anatomie. Heft 4, (1958)

(28) Knese, K.H., Hahne und Biermann: Festigkeitsuntersuchungen an menschlichen Extremitätenknochen. - Morph. Jhb. (Gegenbauer) 96, 141-209 (1956)

(29) Koch, Wilhelm und Dahmen: Experimentelle und klinische Erfahrungen mit dem heterologen Knochenbankspan. Z.f.Orth. 96. Bd., 348-378, (1962)

(30) Kohlrausch, F.: Praktische Physik (1944), (1960).

(31) Küntscher, G.: Das Callusproblem - Arch.f.orth.und Unfallchirurg. 49. Bd., 1-14 (1957)

(32) Lange, C.: Untersuchungen über Elastizitätsverhältnisse in den menschlichen Rückenwirbeln mit Bemerkungen über die Pathogenese der Deformitäten Z.orth.Chirurg. 10, 47-110 (1902)

(33) Lexer, E.W.: Untersuchungen über die Knochenhärte des Humerus - Z.f.d.ges.Anat. oder Z.f. menschl. Vererbungs- und Konstitutionslehre, 14.Bd., 227-243, (1928)

(34) Lohr, Erwin: Mechanik der Festkörper (1952)

(35) Maatz, R.: Die Knochentransplantationen - Verh.d.dtsch. orth.Ges. 43. Kong. 45-51 (1956)

(36) ders.: Der Tierspan in der Knochenbank Dtsch.Med.Jour. 8.Jhg. Heft 4, 190-194 (1957)

(37) ders.: Die Prüfung der mechanischen Wertigkeit am Knochen 85.Tg. V.NWD. Chirurg.; Zbl.Chirurg. 86, 1092-1093 (1961)

(38) Maatz und Bauermeister, A.: A method of bone maceration Jour.of bone and joint surg. Vol. 39 A. No.1., pp. 153-166 (1957)

(39) Maatz, Lentz, W. und Graf, R.: Spongiosa Test of bone grafts for transplantation. Journ.of bone and joint surg. Vol. 36 A.No.4., pp. 721-731 (1954)

(40) Messerer, O.: Über Elastizität und Festigkeit des menschlichen Knochens, 1880, Cotta Verl., Leipzig zit. n. Knese, K. H. (1958)

(41) Parkus, H.: Mechanik der festen Körper (1960)

(42) Pauwels, F.: Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuer Auffassung. Ärztl. Wsch. 23/24, 379 (1948)

(43) ders.: Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. Morph. Jhb. 95, 35-94 (1955)

(44) Risko, T.: Bedeutung der Biopsieuntersuchung bei der Klärung der Knochenerkrankungen. Z. f. Orth. 97. Bd., 248-253 (1963)

(45) Triepel, H.: Die Architektur der Knochenspongiosa in neuer Auffassung. Zsch. Konstitutionslehre, 8, 269-309, (1922)

(46) Wertheim, G.: Denkschrift über die Elastizität und den Zusammenhalt der hauptsächlichsten Gewebe des menschlichen Körpers. Zit. n. Knese (1958) Ann. de Chim. et des Phys., Bd. 21, (1847) zit. n. Göcke, (1928)

(47) Westphal, Wilh.: Lehrbuch der Physik (1941 und 1959)

Herrn Professor Dr. med. Richard M a a t z möchte ich für die Übertragung des Themas und für die Hilfestellung in der praktischen Durchführung und Gestaltung der Arbeit danken.

LEBENSLAUF

Am 26. Februar 1932 wurde ich als Sohn des praktischen Arztes Dr. med. Walter Schneider und seiner Ehefrau Gertrud, geb. Heinrich, in Berlin geboren. Meine Schulausbildung erhielt ich in meiner Heimatstadt Berlin-Spandau, wo ich nach der Volksschulzeit am dortigen Kant-Gymnasium das Abitur ablegte.

Im Jahre 1954 wurde ich an der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin Student der Medizin. 1957 erwarb ich das Physikum und 1961 bestand ich das Medizinische Staatsexamen. Im gleichen Jahr heiratete ich die medizinisch-technische Assistentin Fräulein Inge Maatz. Den ersten Teil der Medizinalassistentenzeit absolvierte ich am Pathologischen Institut des Auguste-Viktoria-Krankenhauses in Berlin-Friedenau, wo ich mit Erlaubnis von Herrn Professor Dr. med. Brandenburg die experimentellen Untersuchungen dieser Arbeit ausführen durfte. Hierfür möchte ich ihm an dieser Stelle höflichst danken. Die klinischen Fächer konnte ich als Medizinalassistent am Städtischen Krankenhaus in Schwenningen/N. ableisten. Danach erhielt ich in Berlin die Bestallung als Arzt. Die schwere Erkrankung meines Vaters gebot mir, die Praxisvertretung zu übernehmen, die ich ein halbes Jahr über seinen Tod im Januar 1964 hinaus ausgeübt habe. Im Sommer dieses Jahres schenkte meine Frau einer Tochter das Leben. Nach Erlöschen der väterlichen Praxis wurde ich zum 1. August 1964 Assistent an der Inneren Abteilung des Städtischen Krankenhauses Berlin-Wannsee, um dort die Fachausbildung zum Internisten zu beginnen.

Im Dezember 1964 bat ich Seine Spektabilität, den Dekan der Medizinischen Fakultät der Freien Universität Berlin, Herrn Professor Loeschke um Zulassung zum Promotionsverfahren.

Photodruck der Photo Copie GmbH.